

## BACHELORARBEIT

# ENTWICKLUNG UND PROTOTYPENBAU EINES MECHANISCHEN LOW-COST HANDGELENKS MIT ZWEI AKTIV GESTEUERTEN FREIHEITSGRADEN

Freigabe:

Der Bearbeiter:

Unterschriften

Florian Sperle



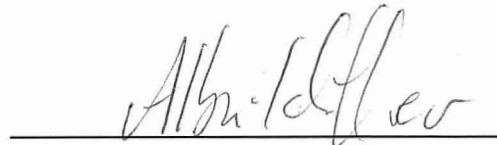
Betreuer:

Werner Friedl



Der Institutsdirektor

Prof. Alin Albu-Schäffer



Dieser Bericht enthält 76 Seiten, 30 Abbildungen und 8 Tabellen

IB 123-45678

Entwicklung und Prototypenbau  
eines mechanischen low-cost Handgelenks  
mit zwei aktiv gesteuerten Freiheitsgraden

Bachelorarbeit

Autor Florian Sperle



DLR

Deutsches Zentrum  
für Luft- und Raumfahrt



# **Entwicklung und Prototypenbau eines mechanischen low-cost Handgelenks mit zwei aktiv gesteuerten Freiheitsgraden**

Bachelorarbeit

von

**Florian Sperle**

aus München

**Hochschule München**

**Fakultät für angewandte Naturwissenschaften und Mechatronik**

Studiengang Mechatronik/ Feinwerktechnik

Studienrichtung Medizintechnik

Referent:	Prof. Dr.-Ing. Erwin Steinhauser
Korreferent:	Prof. Dr.-Ing. Ulrich Wagner
Betreuer:	Dipl.-Ing. Werner Friedl, Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt Oberpfaffenhofen
Tag der Einreichung:	31.01.2020

München 2020

# Abstrakt

In dieser Bachelorarbeit wird ein mechanisches, fast vollständig 3D gedrucktes Handgelenk konzipiert. Dabei werden Stärken, Schwächen und verschiedene Lösungskonzepte für 3D Drucke thematisiert.

Dabei soll das Gelenk die Steuerung zweier Freiheitsgrade ermöglichen, sowie einfach und kostengünstig zu replizieren sein. Als End-Effector soll die Handprothese iLimb von Touch Bionics verwendet werden können (siehe Bild 1 und Bild 2 aus [10]), zusammen mit einer Last von mindestens 500g. Die iLimb stellt mit 5 aktuierten Fingern und ohne Leichtbauelemente einen der schwersten End-Effectoren dar, der verwendet werden kann und sollte vom Handgelenk mit der erwähnten Zusatzlast sicher getragen werden können. Entsprechend muss die Kompatibilität mit der Schnittstelle von Touch Bionics gegeben sein und die Funktionen der iLimb dürfen vom Handgelenk nicht negativ beeinflusst werden. Zudem ist die Anpassbarkeit an andere Schnittstellen wünschenswert. Selbstverständlich soll ein sicherer Umgang mit dem Handgelenk für den Nutzer gewährleistet werden.

Um sich gezielt nach vorgegebenen Strukturen richten zu können, wird die Norm VDI 2221 als Leitfaden für den Konstruktionsprozess verwendet und zudem ergänzende Lektüre [6] zu Rate gezogen. Durch die Verwendung moderner „Rapid-Prototyping“ Verfahren werden bereits beim Entwurfsprozess erste Prototypen ausgearbeitet. Dies unterstützt eine bessere Bewertung von Lösungskonzepten und hilft auftretende Probleme frühzeitig zu erkennen und Lösungen zu erarbeiten.

**Keywords:** Handgelenk; Prothese; Mechanisches Gelenk; 3D Druck; Servo-Motoren; Aktive Steuerung; Zwei Freiheitsgrade; Pronation; Supination; Flexion; Extension; Modifizierbarkeit; PLA; Lastberechnung; Belastungstests.



# Abstract

This Bachelor thesis is about the design of a mechanical wrist that is almost fully 3D printed. The design process will also be used to discuss strengths and weaknesses of different printable design solutions.

This artificial wrist should enable the active control of two degrees of freedom and be cheap and easy to manufacture and assemble. It should be possible to use the Touch Bionics iLimb (Bild 1 and Bild 2 from [10]) as End Effector with an additional load of at least 500g. The iLimb should be safely useable with the artificial wrist and the load mentioned above, since it is one of the heaviest End Effectors in use with 5 actively controlled fingers and no use of ultra-light materials. For this reason the artificial wrist should be able to mount the Touch Bionics coupling and the functionality of the iLimb should not be affected negatively by it. Also the wrist should be designed in such a way so as to make it possible to also connect other couplings. Above all, an inexperienced user should be able to use the wrist without the danger of being injured by it in any way.

The norm VDI 2221 is used as a guideline throughout the design process to provide a helpful structure, as well as more detailed literature [6] on the topic. By using modern Rapid Prototyping technology it is possible to produce first prototypes as early as during the conception phase. This is of great use to evaluate conceptual solutions and helps discover design problems earlier.



**Bild 1** iLimb von Touch Bionics - palmar.



**Bild 2** iLimb von Touch Bionics - lateral.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abstrakt (deutsch und englisch)</b>	<b>I</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>IV</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>VI</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>VII</b>
<b>Glossar</b>	<b>IX</b>
<b>Abkürzungen</b>	<b>XI</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Neue Entwicklungen des Prothesenmarkts . . . . .	1
1.2 Motivation für die Themenwahl . . . . .	2
1.3 Aufgabenstellung . . . . .	2
<b>2 Thematische Grundlagen</b>	<b>3</b>
2.1 Stand der Technik mechanischer Handgelenke . . . . .	3
2.2 Grundlagen des 3D Drucks . . . . .	6
2.2.1 Das FFF-Verfahren . . . . .	6
2.2.2 Eigenschaften 3D gedruckter Teile aus PLA . . . . .	8
<b>3 Konzeption des Handgelenks</b>	<b>13</b>
3.1 Zielsetzungen für die Lösungsprinzipien . . . . .	13
3.2 Pronations- und Supinationsmechanismus . . . . .	14
3.3 Flexions- und Extensionsmechanismus . . . . .	14
3.4 Gesichtspunkte zur Gewährleistung einer Ausfallsicherheit . . . . .	19
<b>4 Entwurf des Handgelenks</b>	<b>22</b>
4.1 Handhabung von Konstruktionsänderungen . . . . .	22

---

4.2	Erster Prototyp . . . . .	22
4.2.1	Pro-/Supination . . . . .	22
4.2.2	Flexion/Extension . . . . .	23
4.2.3	Antrieb . . . . .	24
4.2.4	Zugang zu innenliegenden Komponenten . . . . .	26
4.3	Zweiter Prototyp, abgeleitet vom Ersten . . . . .	26
4.3.1	Lager für Pronation/Supination . . . . .	26
4.3.2	Kupplung mit Servo für Pronation/Supination . . . . .	27
4.3.3	Zugang zu innenliegenden Komponenten . . . . .	28
4.4	Dritter Prototyp, abgeleitet vom Zweiten . . . . .	28
<b>5</b>	<b>Belastungsgrenzen des letzten Prototypen</b>	<b>31</b>
5.1	Lasten und strukturelle Schwachpunkte . . . . .	31
5.1.1	Bruchrisiko an der Schnittstelle zum Prothesenschaft . . . . .	33
5.1.2	Ausdrehen der 3D gedruckten Servonabe des FE-Mechanismus . . . . .	34
5.1.3	Lochleibung des Schwenklagers bei schrägestellter Hand . . . . .	36
5.1.4	Bruch durch zu große Biegespannung am Kugelgelenk . . . . .	37
5.2	Ergebnisse und Betriebsempfehlungen . . . . .	41
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>43</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>44</b>
	<b>Danksagung</b>	<b>46</b>
	<b>Anhang</b>	<b>47</b>
<b>A</b>	<b>Zugversuche und Abbilder der gedruckten Zugproben</b>	<b>48</b>
<b>B</b>	<b>Konstruktionszeichnungen des Handgelenks</b>	<b>52</b>

# Tabellenverzeichnis

2.1	Maßabweichung dreier Ultimaker 2+ . . . . .	12
3.1	Morphologischer Kasten zum Merkmal Pronation/Supination . . . . .	15
3.2	Bewertungstabelle zum Merkmal Pronation/Supination. . . . .	16
3.3	Morphologischer Kasten zum Merkmal Flexion/Extension . . . . .	17
3.4	Bewertungstabelle zum Merkmal Flexion/Extension. . . . .	18
3.5	Vor- und Nachteile verschiedener Verbindungsmöglichkeiten bei 3D Druck. . .	21
4.1	Leistungsdaten verschiedener frei erhältlicher Servomodelle. . . . .	24
A.1	Ergebnisse von Zugversuchen 3D gedruckter Teile nach DIN EN ISO 527-1 . .	48

# Abbildungsverzeichnis

1	iLimb von Touch Bionics - palmar. . . . .	III
2	iLimb von Touch Bionics - lateral. . . . .	III
2.1	Die Freiheitsgrade des Handgelenks. [2]. . . . .	4
2.2	Handgelenke mit einem Freiheitsgrad. . . . .	5
2.3	Robotische und prothetische Handgelenke mit zwei Freiheitsgraden. . . . .	6
2.4	Ansicht der Druckschichten eines CAD-Teils im Slicer. . . . .	7
2.5	Querschnitt eines 3D Drucks im Slicer. . . . .	10
2.6	Querschnitt eines 3D Drucks mit strangigem Infill. [13] . . . . .	10
2.7	Seitliche Ansicht eines 3D Drucks mit ausgeprägter Rillenstruktur an den Wänden. [11] . . . . .	12
2.8	Verschiedene Materialien als Stützstruktur. . . . .	12
4.1	3D gedrucktes Schwenklager. . . . .	24
4.2	Darstellung des Ineinandergreifens von Filamentschichten auf Druckbelastung. . . . .	27
4.3	3D gedrucktes Kugellager für den PS-Mechanismus. . . . .	27
4.4	3D gedruckte, verrundete Kante. [14] . . . . .	29
4.5	Bereits beim Druck ineinander verhakt Kugelgelenk . . . . .	30
5.1	Messung einer Massenlinie des Handgelenks. . . . .	32
5.2	Skizze des Handgelenks mit möglichen Versagenspunkten rot eingekreist. . . . .	33
5.3	Skizze der Schnittstelle mit Ausbruch des Rotors. . . . .	34
5.4	Versuchsaufbau zur Prüfung des Flexions-/Extensionsmechanismus. . . . .	35
5.5	Skizze der Klemme zur Analyse des Lochleibungsdrucks. . . . .	36
5.6	Skizze des Kopfstücks mit angreifenden Lasten in Flexion. . . . .	38
5.7	Skizze des Kugelgelenks in Draufsicht mit angreifenden Lasten in Flexion. . . . .	38
5.8	Skizze des halbierten Kugelgelenks in mechanisch vereinfachter Form. . . . .	39
5.9	Versuchsaufbau zur Prüfung der Belastbarkeit des Kugelgelenks. . . . .	40
5.10	Skizze des halbierten Kugelgelenks in mechanisch vereinfachter Form. . . . .	41

A.1	Zugprobe - „Orientation 0°“ . . . . .	48
A.2	Zugprobe - „Orientation 90°“ . . . . .	48
A.3	Zugprobe - „Orientation (+/-) 45°“ . . . . .	48
A.4	3D gedruckte Zugprobe - „Orientation (+/-) 45° vertical“ . . . . .	48

# Glossar

Druckebene	x/y Ebene eines 3D Druckers, in der die einzelnen Druckschichten liegen. In dieser Ebene ist beim fertigen Druckteil also das Filament ausgerichtet und das Material ist am höchsten Belastbar.
Druckschicht	Ein 3D gedrucktes Teil ist aus vielen Querschnitten aufgebaut, die übereinandergelegt das eigentliche Druckteil ergeben. Einen dieser Querschnitte nennt man Druckschicht.
End-Effector	Letztes Element einer kinematischen Kette.
FFF-Verfahren	Fused Filament Fabrication (FFF) Verfahren, bei dem ein dreidimensionales Objekt entsteht, indem viele Querschnitte davon schichtweise übereinander aufgetragen werden.
Filament	Plastikstrang, der zur Materialzuführung beim 3D Druck verwendet wird.
Infill	Füllstruktur innerhalb eines 3D gedruckten Teils, häufig mit einer Gitterstruktur von 10 % bis 20 % Füllichte.
Prothesenschaft	Die Schnittstelle zwischen Mensch und Prothese mit direktem Patientenkontakt.
Rapid-Prototyping	Verwendung moderner Fertigungsmöglichkeiten, durch die sehr früh im Entwicklungsprozess eine Prototypisierung möglich wird.
Slicer	Computerprogramm, dass die CAD-Datei in einen Bewegungsablauf des Druckers übersetzt. Hierbei kann der Nutzer Druckparameter einstellen und diese nach verwendetem Filament und Drucker anpassen.



Stützstruktur    Turmartige Struktur mit geringer Dichte, die von einem eingefügt wird, um Überhänge eines Druckteils drucken zu können. Ist die Unterseite eines Überhangs angewinkelt, kann eine bessere Oberfläche gedruckt werden und Stützstruktur bei Winkeln  $\geq 35^\circ$  überflüssig werden.

# Abkürzungen

ABS	Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymer
FE	Flexion/Extension
FFF	FFF-Verfahren
GFA	gegen die Filamentausrichtung
HD	Hosmer-Dorrance
IFA	in Filamentausrichtung
OB	OttoBock
PLA	Polylactid, ein häufig verwendetes Material beim 3D Druck
PS	Pronation/Supination
Servo	Servomotor
TB	Touch Bionics
UFP	Ultrafine particles, Partikel mit einem Durchmes- ser <100 nm
VOC	Volatile organic compounds
ZW	zwischenwandige Belastung

# 1 Einleitung

## 1.1 Neue Entwicklungen des Prothesenmarkts

Myoelektrisch gesteuerte Prothesen lösen im Moment vorherige Systeme auf dem Markt ab. Ein besonderes Segment stellen hier Handprothesen dar, denn um die Aktuation von fünf Fingern mit Kraft und Präzision zu ermöglichen, ist einiges an technischer Innovation notwendig. Daher ist es nicht verwunderlich, dass der Entwicklung prothetischer Hände viel Aufmerksamkeit zukommt.

Andere Gelenke sollten allerdings nicht außer Acht gelassen werden. „Das Handgelenk trägt wesentlich zur Beweglichkeit von Hand und Arm bei und fördert damit sehr die mögliche Geschicklichkeit. [...] Durch ein Handgelenk kann ein beliebiger End-Effector orientiert werden, ohne eine größere Translationsbewegung notwendig zu machen“ [3]. Dennoch gibt es nur eine geringe Modellvielfalt auf dem Markt und angebotene Handgelenke sind meistens gar nicht, oder nur teilweise elektrisch steuerbar.

Die Online-Community *e-NABLE* hat sich zum Ziel gesetzt, weltweit Menschen mit 3D gedruckten Handprothesen zu versorgen. Die gedruckten Modelle sind sehr günstig und theoretisch überall herstellbar, wo ein 3D Drucker zu finden ist. Bedenkt man die breite Verfügbarkeit von 3D Drucker und Einfachheit, mit der sich damit Kunststoffteile fertigen lassen, erklärt sich mit welcher Leichtigkeit *e-NABLE* ihre Prothesen weltweit zur Verfügung stellen kann.

Möglicherweise lässt sich durch den Einsatz von 3D Druckern ebenfalls ein aktives Handgelenk konzipieren. Durch die Entwicklung und Bereitstellung einer Handgelenksprothese mit geringen Herstellkosten, könnte außerdem frühzeitig Steuerungssoftware um notwendige Funktionen erweitert und damit langfristig die Versorgung von Patienten verbessert werden.

## 1.2 Motivation für die Themenwahl

Im Vergleich zu den End-Effectoren kommt Handgelenken eine nachgestellte Rolle zu. Existierende Designs sind häufig sehr kostspielig und bringen einige Einschränkungen mit sich, beispielsweise gibt es keine standardisierten Schnittstellen. Kunden sind damit an den Hersteller ihres End-Effectors gebunden. Obwohl ein Handgelenk eine sehr wichtige Rolle in der kinematischen Kette eines Armes spielt, werden zudem die Kosten von vielen Krankenkassen nicht übernommen [4].

Durch die Teilnahme an einigen Nutzerstudien zu robotischer Telepräsenz und neuer Steuerungssoftware für aktiv kontrollierte Handprothesen, konnte ich die Praktikabilität moderner Systeme, verschiedenster Kinematik testen. Dabei bin ich zu der Einschätzung gelangt, dass ein Handgelenk eine essentielle Rolle bei der genauen Positionierung und Ausführung von Greifbewegungen eines End-Effectors spielt (siehe hierzu auch [9]). Desweiteren, dass mindestens zwei Freiheitsgrade (englisch Degree Of Freedom, DOF) angestrebt werden sollten, um einen großen Bewegungsraum zu ermöglichen und erheblich dazu beizutragen, dass sich ein menschlich kontrolliertes robotisches System „natürlicher“ anfühlt. Da die kinematische Kette zwischen Handgelenk und End-Effector sehr kurz ist, lassen sich zudem sehr feine Positionskorrekturen des End-Effectors durchführen.

## 1.3 Aufgabenstellung

Das Gelenk soll die Steuerung zweier Freiheitsgrade ermöglichen, sowie einfach und kostengünstig zu replizieren sein. Als End-Effector soll die Handprothese iLimb von Touch Bionics (siehe Bild 1 und Bild 2 aus [10]) mit einer Last von mindestens 500g verwendet werden können. Die iLimb stellt mit 5 aktuierten Fingern und ohne Leichtbauelemente einen der schwersten End-Effectoren dar, der verwendet werden kann und sollte vom Handgelenk mit der erwähnten Zusatzlast sicher getragen werden können. Entsprechend muss die Kompatibilität mit der Schnittstelle von Touch Bionics (TB) gegeben sein und die Funktionen der iLimb dürfen vom Handgelenk nicht negativ beeinflusst werden. Zudem ist die Anpassbarkeit an andere Schnittstellen wünschenswert. Selbstverständlich soll ein sicherer Umgang mit dem Handgelenk für den Nutzer gewährleistet werden.

## **2 Thematische Grundlagen**

### **2.1 Stand der Technik mechanischer Handgelenke**

Mechanische Handgelenke werden für medizinische, sowie industrielle Anwendungen benötigt. Entsprechend gibt es bereits einige Lösungen für verschiedenste Anwendungen, wobei jede eigene Vor- und Nachteile aufweist. Industrielle Ansätze lassen sich jedoch nur schwer für medizinische Zwecke nutzen, da eine Handgelenksprouthese für einen menschlichen Anwender nutzbar sein muss. Entsprechend liegt ein besonderer Fokus auf geringem Gewicht und Länge der Prothesen. Dadurch können sie für lange Zeit getragen werden, ohne den Träger zu erschöpfen und verlängern den Arm des Trägers nicht unnatürlich. Eine Prothese soll den Alltag eines Amputierten erleichtern, falls sie im Umgang aber schwer und sperrig ist, wird oft das Tragen keiner Prothese bevorzugt [8] [7].

Zusätzlich ist die Versorgung mit einer Handgelenksprouthese von einem interdisziplinären Interessenskonflikt begleitet. Ein künstliches Handgelenk benötigt Platz, weshalb von medizintechnischer Seite kürzere residuale Stümpfe zu bevorzugen wären. Von medizinischer Seite wird allerdings besonderes Interesse darauf gelegt, möglichst viel ursprüngliches Gewebe zu erhalten, also dem Amputierten einen möglichst langen Stumpf zu lassen. Dadurch wird dieser funktionaler im Alltag und falls Nachoperationen notwendig sind, ist die Anzahl möglicher Herangehensweisen höher.

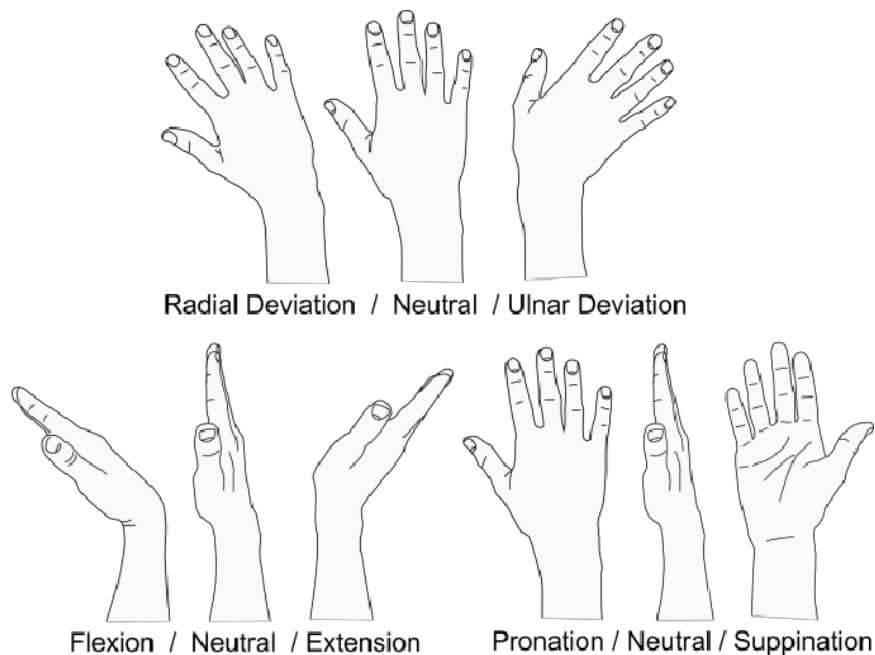
#### **Natürlicher Bewegungsraum**

Das gesunde menschliche Handgelenk ermöglicht eine Flexion/Extension (FE), sowie Ulnar-/Radialabduktion. Außerdem wird allgemein die Pronation/Supination (PS) des Unterarms zu den Freiheitsgraden des Handgelenks hinzugerechnet (siehe Bild 2.1), weshalb ein vollständiges mechanisches Handgelenk drei Freiheitsgrade aufweist [3]. Die Hinzunahme der Pro-/Supinationsbewegung ist auch für Handgelenksprouthesen sinnvoll, da viele Prothesenschäfte diese Bewegung blockieren, oder sie amputationsbedingt nur noch eingeschränkt möglich ist [5].

In [15] wurden für diese drei Freiheitsgrade die funktionalen Bewegungsumfänge ausgearbeitet. Bedeutend, dass eine gesunde Person im Alltag nur einen Anteil des vollen Bewegungsumfangs seines Handgelenks nutzt.

Diese funktionalen Bewegungsumfänge wurden angegeben als:

- »  $-65^{\circ}/77^{\circ}$  für Pronation/Supination
- »  $-50^{\circ}/70^{\circ}$  für Flexion/Extension
- »  $-18^{\circ}/40^{\circ}$  für Radialabduktion/Ulnarabduktion



**Bild 2.1** Die Freiheitsgrade des Handgelenks. [2].

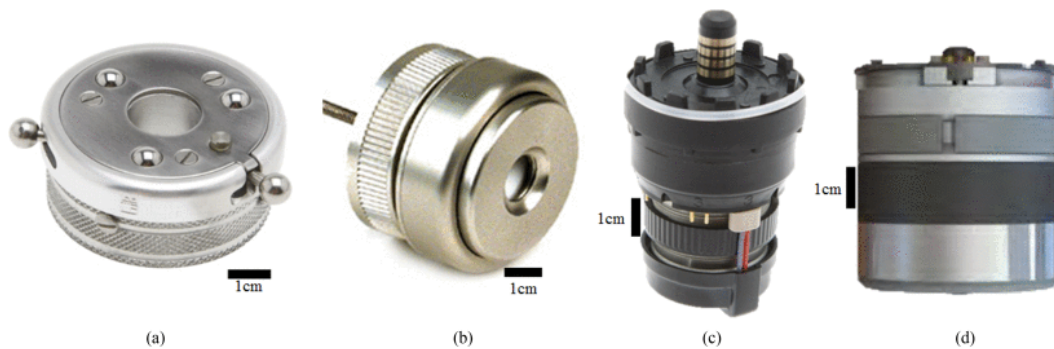
### Bestehende Designs für Handgelenke

Um die Leistungsanforderungen an eine Handgelenksprothese besser zu vereinen, erlauben viele Prothesen lediglich die Steuerung nur eines Freiheitsgrades. Außerdem werden Bewegungsachsen häufig passiv gesteuert, wodurch kein elektrischer Antrieb verbaut werden muss, sondern die Körperkraft des Nutzers notwendig ist. Dadurch können Kosten, Gewicht und Baulänge des Handgelenks reduziert werden.

Die meisten prothetischen Handgelenke mit nur einem Freiheitsgrad, werden als Rotationsgelenke ausgeführt und erlauben Pronation/Supination. Passiv gesteuerte Modelle sind beispielsweise von OttoBock (OB) die „Wrist Unit - Ratchet Type Rotation“ ((a) in Bild 2.2).

Diese verwendet einen Hebel, um das Gelenk gegen Rotation zu sperren oder zu entsperren. Alternativ kann dies auch über einen Bowdenzug gesteuert werden, wie etwa beim Design „Rotation Wrist“ von Hosmer-Dorrance (HD) ((b) in Bild 2.2). Die Gegenkraft zur Bowde wird im Gelenk von einer Torsionsfeder aufgebracht.

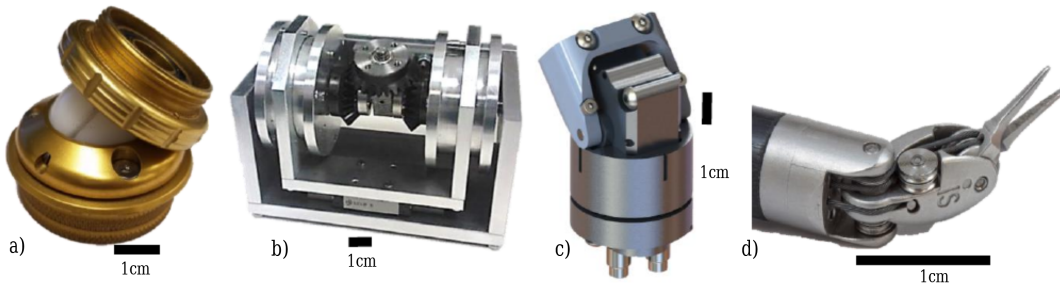
Aktiv gesteuerte Prothesen werden meist über myoelektrische Signale gesteuert und haben den Vorteil, dass keine zweite Hand benötigt wird, um die Position des Gelenks zu verändern. Stattdessen wird die Kontraktion verbleibender Muskeln im Unterarm gemessen und daraus Absichten des Nutzers errechnet. Die aktive Steuerung hat aber leider den Nachteil, dass die Handgelenke länger sind, als ihre passiven Alternativen, da Platz für Motoren und Getriebe benötigt wird. Zudem haben sie ein höheres Gesamtgewicht und liegen preislich höher. Der Größenunterschied lässt sich gut an den bereits vorgestellten OB „Wrist Unit - Ratchet Type Rotation“ und OB „Electric Wrist Rotator“ ((c) in Bild 2.2) erkennen. Entsprechend gibt es Bemühungen das Rotationsgelenk direkt in die Schnittstelle zwischen prothetischen Komponenten zu integrieren, beispielsweise die TB „SuproWrist“ ((d) in Bild 2.2).



**Bild 2.2** Handgelenke mit einem Freiheitsgrad. (a) OB Wrist Unit - Ratchet Type Rotation. (b) HD Rotation Wrist. (c) OB Electric Wrist Rotator. (d) TB Supro Wrist. Maßstäbe werden grob mit schwarzen Balken verdeutlicht. [3]

Handgelenksprothesen, die Flexion/Extension ermöglichen sind passiv, oder auf einen pneumatischen/hydraulischen Antrieb angewiesen. Die OB Myolino ((a) in Bild 2.3) ist vollkommen passiv und erlaubt dem Nutzer Flexion/Extension und Radialabduktion/Ulnarabduktion des End-Effectors manuell einzustellen. Flexion/Extension sind durch einen Pin blockiert, der in einer Führungsnut der Gelenksgugel läuft. Durch den passiven Betrieb ist das Handgelenk sehr klein dafür, dass es zwei Freiheitsgrade ermöglicht. Um eine aktive Prothese mit Pronation/Supination und Flexion/Extension klein und leicht gestalten zu können, wird die Verleg Handgelenksprothese ((c) in Bild 2.3) hydraulisch betrieben. Allerdings müssen hier Drucktank und Pumpe vom Nutzer zusätzlich am Körper getragen werden und allein durch die Unterbringung der Druckkolben wird die Prothese relativ groß und schwer.

Für die Übertragung kleinerer Drehmomente werden häufig Zugseile verwendet, was auch bei kleineren robotischen Handgelenke möglich ist (siehe (d) in Bild 2.3). Für prothetische Zwecke werden mit dieser Technik häufig Fingern aktuiert, jedoch sind die bei einem Handgelenk geforderten Drehmomente hierfür zu hoch.



**Bild 2.3** Robotische und prothetische Handgelenke mit zwei Freiheitsgraden. (a) OB Myolino. (b) Montagnani switchable stiffness wrist. (c) Verleg Hydraulic Wrist Prosthesis. (d) Intuitive Surgical EndoWrist with forceps. Maßstäbe werden grob mit schwarzen Balken verdeutlicht. [3]

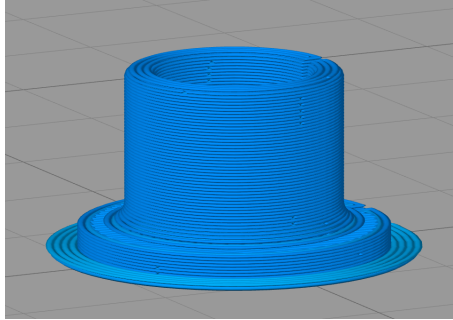
## 2.2 Grundlagen des 3D Drucks

### 2.2.1 Das FFF-Verfahren

Für alle 3D gedruckten Teile dieser Arbeit wurden Drucker verwendet, die im FFF-Verfahren arbeiten, entsprechend wird hier nur diese Drucktechnik erläutert. Es ist ein sehr gängiges Druckverfahren, nach dem die meisten handelsüblichen Drucker arbeiten. Dabei werden in der Druckebene (grau dargestellt in Bild 2.4) mehrere Druckschichten übereinander aufgetragen, woraus am Ende ein dreidimensionales Objekt entsteht (siehe Bild 2.4). Teile, die im FFF-Verfahren hergestellt werden, haben - verglichen mit anderen Druckverfahren - die geringste Materialfestigkeit.

Dadurch, dass alle gedruckten Teile für FFF-Druck konstruiert wurden, lassen sie sich mit allen gängigen Druckverfahren herstellen, ohne Materialgrenzen zu überschreiten. Damit ist es für eine große Zahl von Anwendern möglich, die Einzelteile des Handgelenks kostengünstig nachzudrucken und ein robustes Gelenk zu erhalten.





**Bild 2.4** Ansicht der Druckschichten eines CAD-Teils im Slicer.

**Um einen 3D Druck zu erstellen, wird Folgendes benötigt:**

- » Die CAD Datei des zu druckenden Objekts als STL-Datei.<sup>1</sup>
- » Ein Computerprogramm, dass die STL-Datei in den Bewegungsablauf des Druckers übersetzt, den sogenannten Slicer. Hierbei kann der Nutzer Druckparameter einstellen und diese nach verwendetem Filament und Drucker anpassen. Die richtige Einstellung dieser Parameter ist sehr wichtig, um einen 3D Druck guter Qualität zu erhalten.
- » Einen 3D Drucker. Für diese Bachelorarbeit wurden Ultimaker 2+ mit einem Arbeitsraum von 223 x 223 x 205 mm verwendet.<sup>2</sup>
- » Strangförmiges Material für den 3D Drucker, so genanntes Filament. Hier gibt es eine Vielzahl an Kunststoffen, die als Filament verwendet werden können.
  - Polylactid, ein häufig verwendetes Material beim 3D Druck (PLA)
  - Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymer (ABS)

PLA und ABS stellen die am häufigsten verwendeten Filamente dar, wobei PLA einfacher zu drucken ist und die Drucke im Verhältnis zu anderen Kunststoffen die höchste Festigkeit aufweisen. Zudem ist PLA biokompatibel, biologisch abbaubar und Emissionen ultra-feiner Partikel<sup>3</sup> während des Druckprozesses sind im Verhältnis sehr niedrig [1]. Deshalb wurden alle Teile dieser Arbeit aus PLA gedruckt.

<sup>1</sup> Auch andere Formate sind möglich, jedoch wird STL von sämtlichen Slicern akzeptiert und alle gängigen CAD Programme unterstützen den Datenexport zu STL.

<sup>2</sup> Das größte Teil des Handgelenks benötigt aber nur ein Volumen von ca. 80 x 45 x 74 mm

<sup>3</sup> Volatile organic compounds (VOC) und Ultrafine particles, Partikel mit einem Durchmesser <100 nm (UFP)

## 2.2.2 Eigenschaften 3D gedruckter Teile aus PLA

### Strukturelle Festigkeit und Kennwerte für weitere Rechnungen

Im FFF-Verfahren gedruckte Teile sind anisotrop. Die orientierungsabhängigen Materialparameter wurden für die verwendeten Drucker in einem Zugversuch ermittelt. Die Ergebnisse sind in Anhang A dargestellt und die dabei verwendeten Zugproben sind auf Bild A.1 bis Bild A.4 abgebildet.

Die Kennwerte unterliegen, vor allem zwischen verschiedenen Herstellern, großer Streuung. Dennoch sollten allgemeine Materialkennwerte gefunden werden, um bei der Angabe von Sicherheiten nicht an einen bestimmten Hersteller gebunden zu sein. Deshalb werden folgend verschiedene Belastungsrichtungen definiert und für Jede die mittlere Zugfestigkeit  $\overline{R_m}$ , geringste Zugfestigkeit  $R_{m \min}$ , Standardabweichung  $s$  und Varianzkoeffizienten  $V$  zwischen den Herstellern berechnet:

#### » Belastungen in Filamentausrichtung (IFA)

Dies sind Kraftvektoren, die in der Druckebene liegen. Hier werden die Filamente der Hersteller *Renkforce*, *Voltivo*, *ColorFabb*, *German RepRap* und *Hiendl* betrachtet. Aufgrund der starken Ähnlichkeit wurden die Werte der Zugproben mit Druckorientierung „0°“ und „(+/-) 45°“ zusammen betrachtet (abgebildet auf Bild A.1 und Bild A.3). Dies hat den Vorteil, dass ein größerer Probenumfang betrachtet werden kann und ermittelte Werte repräsentativer sind:

$$\overline{R_{m \text{ IFA}}} = \frac{\sum(x_i)}{n} = 59,6 \text{ MPa} \quad s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \overline{R_{m \text{ IFA}}})^2}{n}} = 6,2 \text{ MPa} \quad (2.1)$$

$$V = \frac{s}{\overline{R_{m \text{ IFA}}}} = \frac{6,2 \text{ MPa}}{59,6 \text{ MPa}} = 10,4 \% \quad (2.2)$$

$$R_{m \min \text{ IFA}} = 47,6 \text{ MPa} \quad (\text{Voltivo}) \quad (2.3)$$

» Belastungen gegen die Filamentausrichtung (GFA)

Dies sind Kraftvektoren, die parallel zu den Filamentfasern angreifen. Hier werden die Filamente der Hersteller *Renkforce*, *Voltivo* und *ColorFabb* über Zugproben mit Druckorientierung „(+/-) 45° vertical“ betrachtet (wie auf Bild A.4):

$$\overline{R_m}_{GFA} = \frac{\sum(x_i)}{n} = 29,0 \text{ MPa} \quad s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \overline{R_m}_{IFA})^2}{n}} = 11,8 \text{ MPa} \quad (2.4)$$

$$V = \frac{s}{\overline{R_m}_{GFA}} = \frac{11,8 \text{ MPa}}{29,0 \text{ MPa}} = 40,7 \% \quad (2.5)$$

$$R_{m \min GFA} = 12,8 \text{ MPa} \quad (\text{Renkforce}) \quad (2.6)$$

» Zwischenwandige Belastung (ZW)

Dies sind Kräfte, durch die verschiedene Schichten einer Wand voneinander getrennt werden können. Hier werden die Filamente der Hersteller *Renkforce*, *Voltivo*, *ColorFabb*, *German RepRap* und *Hiendl* über Zugproben mit Druckorientierung „90°“ betrachtet (wie auf Bild A.2):

$$\overline{R_m}_{ZW} = \frac{\sum(x_i)}{n} = 46,3 \text{ MPa} \quad s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \overline{R_m}_{ZW})^2}{n}} = 19,8 \text{ MPa} \quad (2.7)$$

$$V = \frac{s}{\overline{R_m}_{ZW}} = \frac{19,8 \text{ MPa}}{46,3 \text{ MPa}} = 42,8 \% \quad (2.8)$$

$$R_{m \min ZW} = 16,7 \text{ MPa} \quad (\text{ColorFabb}) \quad (2.9)$$

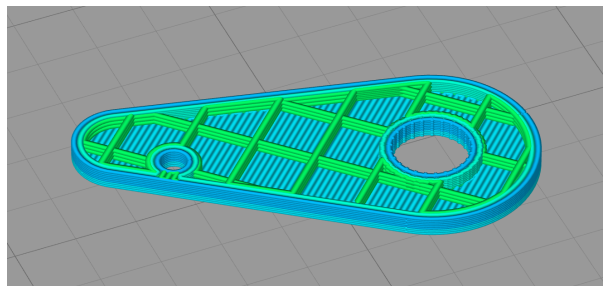
Aus der Höhe der Variationskoeffizienten lässt sich schließen, dass die Verwendung von Mittelwerten nicht sinnvoll ist. Die Unterschiede der Festigkeiten bei Filamenten verschiedener Hersteller sind schlichtweg zu hoch. Deshalb wurden die Zugfestigkeiten für alle drei Belastungsrichtungen mit den geringsten Zugfestigkeiten gleichgesetzt, die in den Zugversuchen ermittelt wurden:  $R_m = R_{m \min}$

## Aufbau eines 3D Drucks

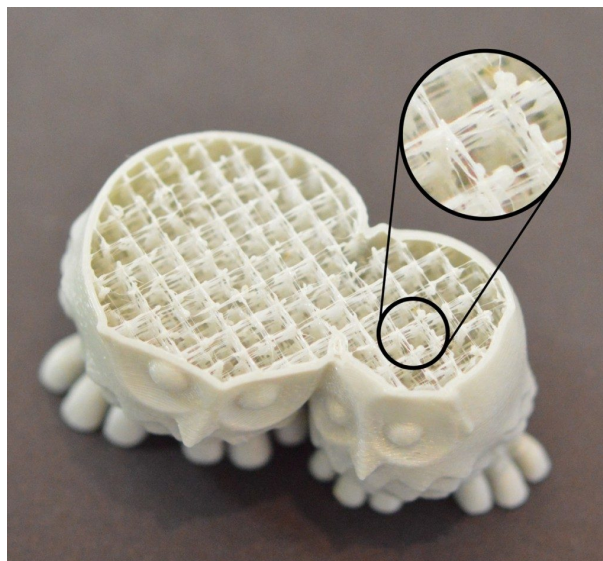
Hinzu kommt, dass 3D Drucke hohl sind, um Druckzeit und Material zu sparen, wobei der hohle Bereich innerhalb des Druckteils mit Infill aufgefüllt wird, zu sehen in Bild 2.5. Damit lassen sich 3D Drucke strukturell in zwei Segmente aufteilen:

- » Wände (auf Bild 2.5 blau dargestellt), sprich Außenwände, Unterseiten und Deckflächen, die den Großteil der Belastungen aufnehmen.
- » Infill (auf Bild 2.5 grün dargestellt), der hauptsächlich dazu dient Deckflächen zu tragen, wenn diese gedruckt werden. Außerdem werden angewinkelte Wände beim Drucken vom Infill abgestützt, damit sie nicht einbrechen.

Infill leistet nur einen kleinen Beitrag zur strukturellen Festigkeit des Drucks, da es sich um einzelne Spuren Filament handelt, im Gegensatz zu den drei- bis vierfach so starken Wänden. Deshalb wird Infill für Festigkeitsberechnungen nicht betrachtet, vor allem in Hinblick darauf, dass dessen Qualität unter ungünstigen Druckbedingungen stark variiert. So ist es beispielsweise möglich, dass bei einem Druck die Zuführung von neuem Filament ausreicht, um gute Wände zu erzeugen, aber trotzdem zu gering ist, um durchgängige Filamentspuren an Infill zu erzeugen (siehe Bild 2.6). Außerdem ist wegen der schwankenden Materialfestigkeiten von 3D Drucken (siehe Tabelle A.1) eine zusätzliche konstruktive Sicherheit empfehlenswert.



**Bild 2.5** Querschnitt eines 3D Drucks im Slicer, um Infill sichtbar zu machen.



**Bild 2.6** Querschnitt eines 3D Drucks mit strangigem Infill. [13]

## Maßabweichungen

Eine weitere Eigenschaft von 3D Drucken ist, dass Wände stärker ausfallen, als in der CAD-Datei spezifiziert. Dieses Aufmaß wurde für die drei Drucker bestimmt, mit denen das Handgelenk gefertigt wurde (siehe Tabelle 2.1). Aus persönlicher Erfahrung lässt sich sagen, dass dieser Wert ca. 0,2 mm beträgt<sup>4</sup>. Der Wert lässt sich durch nicht-standardmäßige Druckeinstellungen im Slicer beeinflussen, sollte allgemein aber bereits bei der Konstruktion gedruckter Teile beachtet werden.<sup>5</sup>

## Oberflächengüte

Die Oberflächen 3D gedruckter Teile können stark mit den eingestellten Druckparametern variieren. Speziell Wände, die mit großer Schichthöhe gedruckt wurden, haben ein für 3D Drucke charakteristisches rillendurchzogenes Aussehen (siehe Bild 2.7). Bei Funktionsflächen führt dies zu einem anfänglichen Übermaß, das sich bei den ersten 50 Lastwechsel abarbeitet, bis verhältnismäßig statische Reibungswerte vorliegen.

Hat eine Sektion eines 3D Drucks einen Überhang<sup>6</sup>, wird vom Slicer Stützstruktur darunter platziert (siehe Bild 2.8). Dadurch wird das Drucken vieler Formelemente erst möglich, da Filamentschichten nicht frei in der Luft schwebend gedruckt werden können, sondern immer teilweise auf einer vorherigen Schicht aufgetragen werden müssen. Bei der Konstruktion eines Druckteils ist allerdings zu beachten, dass Stützstruktur nur entfernt werden kann, wenn sie gut zugänglich ist. Beispielsweise Stützstruktur aus einem Bohrloch mit Hinterschneidung zu entfernen kann schwer, bis unmöglich sein<sup>7</sup>. Außerdem wird standardmäßig ein Abstand zwischen Stützstruktur und Druckteil gelassen, um die Stützstruktur leichter vom Teil abbrechen zu können. Dadurch ist die Oberflächengüte der Unterseite von Überhängen leider sehr schlecht und die Unterseite hat ein Übermaß, das grob der Größe des Spalts entspricht, der zwischen Stützstruktur und Druckteil gelassen wurde. Zudem kann viel Stützstruktur einen auffallenden Anteil der Druckzeit und benötigten Materialmenge ausmachen. Deshalb sollte immer versucht werden, Unterseiten anzuwinkeln mit  $\geq 35^\circ$  zwischen Druckbett und Wandseite.

<sup>4</sup>Dies wurde zusätzlich bei den Druckermodellen Ultimaker 2+, Ultimaker 3+, Ultimaker S5, MakerBot Replicator 2 und QUIDI TECH X-one näherungsweise festgestellt

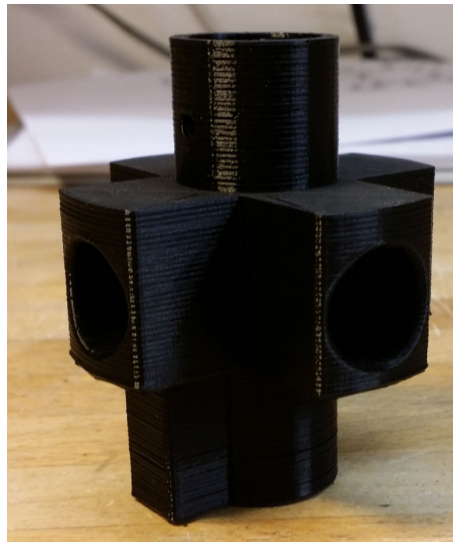
<sup>5</sup>Nach meiner persönlichen Vermutung tritt dieses Übermaß bei sämtlichen FFF-Druckern und da die Maßabweichung sich zwischen mehreren Druckern unterscheiden kann (siehe Tabelle 2.1), wird diese nicht von Slicer-Programmen kompensiert.

<sup>6</sup>Allgemein bei Winkeln unter  $35^\circ$  zwischen Wand und Druckbett, dies lässt sich aber bei vielen Slicern individuell einstellen.

<sup>7</sup>Es gibt wasserlösliche Filamente, speziell um Stützstruktur zu drucken. Allerdings ist dann ein Drucker notwendig, der gleichzeitig zwei verschiedene Filamente drucken kann, anderweitig würde das gesamte Druckteil aus wasserlöslichem Filament bestehen.

**Tabelle 2.1** Maßabweichung dreier Ultimaker 2+

	<b>Drucker 1</b>	<b>Drucker 2</b>	<b>Drucker 3</b>
Maßabweichung pro Wandseite	0,25 mm	0,15 mm	0,25 mm
<p><i>Anm.:</i> Sechsmaliger Druck eines Testobjekts mit gleichem Filament und Druckeinstellungen. Das Testobjekt hatte 10 runde Löcher mit kleiner werdenden Durchmessern von 15 mm bis 5 mm. Die Durchmesser der Löcher wurden mit einer Mikrometerschraube gemessen, wobei die Maßabweichung der Drucker unabhängig von den Lochdurchmessern war. Die halbe Abweichung vom Nenndurchmesser ergibt die Abweichung pro Wandseite.</p>			

**Bild 2.7** Seitliche Ansicht eines 3D Drucks mit ausgeprägter Rillenstruktur an den Wänden.  
[11]**Bild 2.8** Verschiedene Materialien als Stützstruktur eines 3D Drucks mit Überhängenden Sektionen. [12]

## **3 Konzeption des Handgelenks**

### **3.1 Zielsetzungen für die Lösungsprinzipien**

Das Handgelenk soll einfach, schnell und kostengünstig zu reproduzieren sein. Entsprechend werden Teile aus PLA so gestaltet, dass sie möglichst einfach zu drucken sind und bei Kaufteilen wird darauf geachtet, dass diese leicht erhältlich sind - besonders bei den vorgesehenen Servomotoren (Servos). Die für dieses Projekt verwendeten Drucker sind Ultimaker 2+, die im FFF-Verfahren arbeiten und qualitativ im unteren Mittelfeld moderner 3D Drucker liegen. Damit ist sichergestellt, dass sich die entstehenden Teile auf einer Vielzahl von 3D Druckern reproduzieren lassen.

Um die Funktionen eines gesunden Handgelenks nachzustellen, sollte es folgende Merkmale aufweisen:

- » Pronation und Supination nach natürlichem Vorbild
- » Flexion und Extension nach natürlichem Vorbild
- » Ausfallsicherheit unter Last

Während Pro-/Supination und Flexion/Extension Merkmale sind, die den Funktionsumfang des Gelenks betreffen, stellt Ausfallsicherheit den wichtigsten Punkt dar. Da nicht bekannt ist, bei welchen Bedingungen das Handgelenk betrieben wird, muss eine große Sicherheit gegen Überlastungen gegeben sein, um kritischen Ausfällen, also Fehlfunktionen, die zur Verletzung des Nutzers oder Dritter führen könnten, möglichst gut vorzubeugen. Zudem sollte nicht damit gerechnet werden, dass spätere Nutzer Überlastungen des Gelenks wahrnehmen. Dies ließe sich mit entsprechender Sensorik und Biofeedback an den Nutzer realisieren, allerdings kann eine Ansteuerung mit Userfeedback ebenfalls nicht für den Betrieb vorausgesetzt werden.

Für die Findung von Lösungsprinzipien werden Morphologische Kästen verwendet, wie in [6] gezeigt. Anschließend werden die gefundenen Lösungen in Bewertungstabellen aufgelistet und den Anforderungen gegenübergestellt (Gewichtete Punktbewertung nach [6]). Außerdem sind Änderungen in der Bewertung, die im Entwurfsprozess entstanden sind, bereits in die Bewertungstabellen eingetragen.

Hat sich die Punktvorgabe geändert, so wurde der ursprüngliche Wert durchgestrichen dargestellt und die neue Bewertung daneben geschrieben. Die Neubewertung wird dann in Kapitel 4 Entwurf näher erläutert.

### **3.2 Pronations- und Supinationsmechanismus**

Die Bewegungsfreiheit des Unterarms kann, bedingt durch Pathologie oder den Prothesenschaft, eingeschränkt sein. Entsprechend muss eine Pro-/Supinationsbewegung durch das Handgelenk ermöglicht werden.

Dieses Merkmal bildet zusätzlich eine Verbindungsstelle zu anderen Systemen. Im Falle dieser Arbeit wird die Touch Bionics Socket Schnittstelle nachgestellt, die durch einen zylindrischen Kern gebildet wird, der mit drei radialen Schrauben an anderen Elementen befestigt werden kann. Dabei wird Wert darauf gelegt, dass die Schnittstelle möglichst frei liegt und ein eigenes Teil darstellt, damit sich mit möglichst geringem Änderungsaufwand auch andere Systeme anbinden lassen.

Gefundene Lösungsprinzipien für den PS-Mechanismus werden in Tabelle 3.1 dargestellt und in Tabelle 3.2 bewertet.

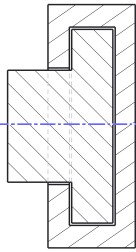
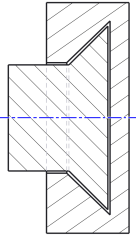
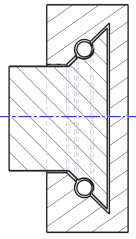
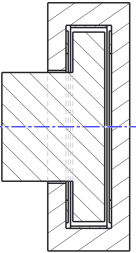
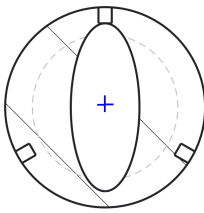
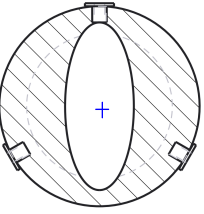
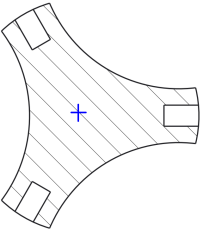
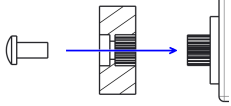
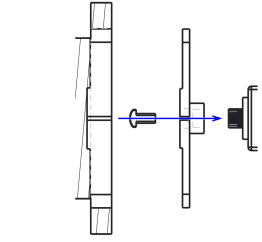
### **3.3 Flexions- und Extensionsmechanismus**

Die Möglichkeit den End-Effector auf ein Objekt auszurichten, ohne den gesamten Arm zu gebrauchen, hat mehrere Vorteile. So wird die Positionierung des End-Effectors deutlich präziser, da die kinematische Kette deutlich kürzer ist. Außerdem sind so Griffe möglich, für die anderweitig der ganze Körper bewegt werden müsste. Manche Griffe von oben werden so überhaupt erst möglich. Durch diese erhöhte Bewegungsfreiheit und Funktionalität, könnte die Verwendung einer Handprothesen als deutlich weniger frustrierend empfunden werden.

Gefundene Lösungsprinzipien für den FE-Mechanismus werden in Tabelle 3.3 dargestellt und in Tabelle 3.4 bewertet.



**Tabelle 3.1** Morphologischer Kasten zum Merkmal Pronation/Supination

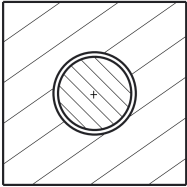
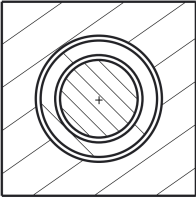
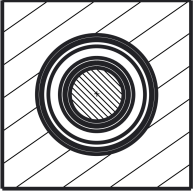
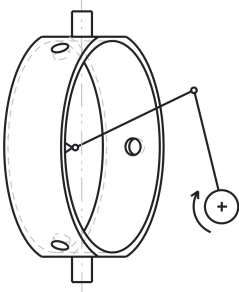
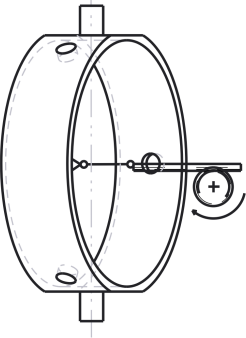
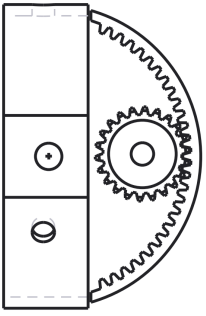
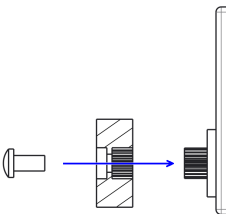
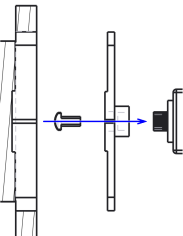
Nr.	Funktion	Lösungsprinzipien			
1	Rotationslager	 1: Gleitlager	 2: Gleitlager, konisch	 3: Wälzlager, konisch	 4: Gleitlager mit Lagerscheiben
2	Schnittstelle zu Socket	 1: Drei Schrauben, rund	 2: Drei Gewindeeinsätze, rund	 3: Drei Schrauben, ausgeschlankt	
3	Kupplung mit Servo	 1: Formschluss mit Servo Welle	 2: Formschluss mit Servoarm		

**Tabelle 3.2** Bewertungstabelle zum Merkmal Pronation/Supination.

Bei Änderungen wurde der alte Wert durchgestrichen und der neue Wert rechts daneben geschrieben. Gründe sind in 4 Entwurf erläutert.

Nr.	Funktion	Anforderung (Gewichtung in %)	Lösungsprinzip			
			1	2	3	4
1	Rotations- lager	- Geringe Reibung (23 %)	4	<del>6</del> 0	8	9
		- Spielarm (12 %)	2	6	4	4
		- Selbstschmierend (18 %)	10	10	10	8,5
		- 3D druckbar (19 %)	7,5	8,5	7,5	5
		- Einfachheit (16 %)	7	10	7	1,5
		- Niedrige Kosten (12 %)	8	8	4	2
		<b>Gesamt</b>	<b>6,5</b>	<del>8,1</del> 6,7	<b>7,1</b>	<b>5,5</b>
2	Schnittstelle zu Socket	- Starre Verbindung mit Socket (45 %)	6	5	8	-
		- Einfachheit (32 %)	7,1	4,3	8,6	-
		- Zentrierte Führung der Kabel (23 %)	8	8	0	-
		<b>Gesamt</b>	<b>6,8</b>	<b>5,5</b>	<b>6,4</b>	-
3	Kupplung mit Servo	- Lösbarkeit der Verbindung (45 %)	<del>6</del> 4	10	-	-
		- Wenig Lagerspiel (28 %)	10	5	-	-
		- Kraftübertragung (27 %)	<del>10</del> 6,5	8	-	-
		<b>Gesamt</b>	<del>8,2</del> 6,4	<b>8,1</b>	-	-

**Tabelle 3.3** Morphologischer Kasten zum Merkmal Flexion/Extension

Nr.	Name	Lösungsprinzipien		
1	Schwenklager	 <p>1: Gleitlager</p>	 <p>2: Gleitlager mit Laufbuchse</p>	 <p>3: Wälzlager, Kaufteil</p>
2	Kraftübertragung	 <p>1: Hebelarm</p>	 <p>2: Zahnstange</p>	 <p>3: Zahnbogen</p>
3	Kupplung mit Servo	 <p>1: Formschluss mit Servo Welle</p>	 <p>2: Formschluss mit Servoarm</p>	

**Tabelle 3.4** Bewertungstabelle zum Merkmal Flexion/Extension.  
Bei Änderungen wurde der alte Wert durchgestrichen und der neue Wert rechts daneben  
geschrieben. Gründe sind in 4 Entwurf erläutert.

Nr.	Name	Anforderung (Gewichtung in %)	Lösungsprinzip		
			1	2	3
1	Schwenklager	- Reibungsarm (25 %)	10	7	2
		- Reibungsarm (25 %)	1	7	10
		- Leicht 3D druckbar (25 %)	10	8	8
		- Spielarm (25 %)	4	8	9
		<b>Gesamt</b>	<b>6,3</b>	<b>7,5</b>	<b>7,3</b>
2	Kraftübertragung	- Reibungsarm (30 %)	7,5	5	10
		- Spielarm (20 %)	6,7	3,3	10
		- Wartungsfreiheit (14 %)	10	7,5	7,5
		- (Großteils) 3D druckbar (18 %)	10	2	4
		- Niedrige Kosten (18 %)	10	4	4
		<b>Gesamt</b>	<b>8,6</b>	<b>4,3</b>	<b>7,5</b>
3	Kupplung mit Servo	- Lösbarkeit der Verbindung (10 %)	<del>6</del> 4	10	-
		- Wenig Lagerspiel (30 %)	10	5	-
		- Kraftübertragung (20 %)	<del>10</del> 6,5	8	-
		- Platzeinsparung (40 %)	7	2	-
		<b>Gesamt</b>	<del>8,4</del> 7,5	<b>4,9</b>	-

### 3.4 Gesichtspunkte zur Gewährleistung einer Ausfallsicherheit

Das Handgelenk muss, über allen sonstigen Funktionen, die Sicherheit des Nutzers und Dritter als oberstes Ziel verfolgen. Der Fokus liegt auf der Verhütung kritischer Ausfälle, beispielsweise Materialbrüche oder -verformungen. Durch diese könnten dem Anwender Gegenstände herunterfallen, sich ungewollt bewegen oder der End-Effector selbst zu Schaden kommen. Entsprechend werden kritische Teile des Handgelenks in 5 Belastungsgrenzen des letzten Prototypen rechnerisch und in Versuchen geprüft und folgend werden wichtige Aspekte aufgeführt, die für einen sicheren Gebrauch als maßgeblich gesehen werden.

#### Verträglichkeit der Lösungskonzepte

Prinzipiell sind alle Lösungskonzepte miteinander vereinbar, unter anderem da stets das gleiche Fertigungsverfahren verwendet wird. Der Hauptunterschied zwischen verschiedenen Lösungskombinationen ist, dass ein größerer Einbauraum benötigt wird. Falls dies ein Entscheidungskriterium war, wird kurz in 4 Entwurf darauf hingewiesen.

#### Konstante Druckparameter

Wer schon einmal mit einem Slicer gearbeitet hat weiß, dass es eine Unmenge an Einstellungsmöglichkeiten für das 3D Drucken gibt. Dies kann zum Problem werden, wenn viele verschiedene Druckteilen hintereinander gefertigt werden sollen. Sind verschiedene Einstellungsänderungen notwendig, können Manche übersehen werden und Druckteile schlimmstenfalls unbrauchbar machen, oder zu Veränderungen führen, die sich von Außen nicht erkennen lassen. Beispielsweise abweichende Wandstärken sind bei fertig gedruckten Teilen nur sehr schwer erkennbar.

Um die Anfertigung des Handgelenks zu erleichtern, wurden deshalb für alle Druckteile die gleichen Druckeinstellungen verwendet. Außerdem ist es so möglich mehrere Teile zu einem längeren Druck zusammenzufassen und bspw. über Nacht zu drucken. Verwendete, relevante Druckeinstellungen waren folgendermaßen (Einige sind doppelt genannt, falls eine bestimmte Einstellung in einem bestimmten Slicer nicht verfügbar sein sollte):

- » Wandstärke 1 mm
- » Infill 12 %
- » Vier Filamentlinien für Außenwände
- » Extrusionsbreite 0,28 mm
- » Überlappung der Außenwände 12 %
- » Infillstärke 0,35 mm
- » Infill Extrusionsfaktor 125 %

### **Verbindungsstellen**

Viele Verbindungsstellen lassen sich vollständig 3D drucken, etwa Scharniere, Formschlüsse und Schnappmechanismen. Allerdings sind die Möglichkeiten durch Material und Fertigungsverfahren sehr eingeschränkt, da sich kleine Strukturen  $< 3$  mm auf einem handelsüblichen 3D Drucker nur schwer, oder mit Einschränkungen realisieren lassen. Durch die Verwendung simpler Metallteile, wie Schrauben, Muttern, Gewindeeinsätze, Metallplättchen und Passstifte werden beispielsweise lösbare lasttragende Verbindungen und gute Gleitflächen möglich.

Jede Option bietet eigene Vor- und Nachteile, die kurz in Tabelle 3.5 dargestellt werden.

**Tabelle 3.5** Vor- und Nachteile verschiedener Verbindungsmöglichkeiten bei 3D Druck (aufsteigend nach Verbindungsfestigkeit).

<b>Verbindung</b>	<b>Vorteile</b>	<b>Nachteile</b>
Schnappverschluss	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vollständig Druckbar</li> <li>- Schnell lösbar</li> <li>- Schnell schließbar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Empfindlich gegen Verschleiß</li> <li>- Qualität stark von Druckorientierung abhängig</li> <li>- Empfindlich gegen Maßabweichungen</li> <li>- Hoher Konstruktionsaufwand</li> <li>- Hoher Platzverbrauch</li> </ul>
Formschluss	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vollständig Druckbar</li> <li>- Schnell schließbar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Lösbarkeit stark von Druckorientierung abhängig</li> </ul>
Schraube in PLA	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Geringster Konstruktionsaufwand</li> <li>- Einigermaßen Verschleißfest</li> <li>- Festigkeit steigerbar durch Verlängerung der Schraube</li> <li>- Sehr Platzsparend</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Blech-/Plastikschrauben nicht verwendbar <sup>1</sup></li> <li>- Nachbearbeitung der Schraublöcher notwendig</li> <li>- Empfindlich gegen häufiges neu-Eindreihen der Schraube</li> </ul>
Schraube + Mutter	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Praktisch verschleißfrei</li> <li>- Platzsparend</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mittlerer Konstruktionsaufwand</li> <li>- Montierbarkeit der Mutter muss bedacht werden</li> <li>- Gute Kenntnis der Drucktoleranzen notwendig</li> </ul>
Schraube + Gewindeeinsatz (Warmeingepresst)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Praktisch verschleißfrei</li> <li>- Höchste Verbindungsfestigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Empfindlich gegen Plastikreste im Gewinde</li> <li>- Gute Kenntnis der Drucktoleranzen notwendig</li> </ul>

<sup>1</sup>Durch größere Profilhöhe des Gewindes wird häufig das Schraubloch gesprengt

## **4 Entwurf des Handgelenks**

### **4.1 Handhabung von Konstruktionsänderungen**

Im Entwurfsprozess wurden mehrere Prototypen 3D gedruckt. Leider lässt sich nicht immer das Resultat eines 3D Drucks aus Erfahrungswerten vorhersagen, weshalb manche Einzelteile viele kleine Iterationen durchliefen. In den folgenden Unterkapiteln werden deshalb nur die wichtigsten Änderungen chronologisch in dem Entwurf von Prototypen zusammengefasst.

Da 3D Druck häufig einen hohen Zeitaufwand bedeutet, sollte versucht werden die Anzahl gefertigter Drucke gering zu halten. Selbstverständlich sind Änderungen trotzdem häufig notwendig, sei es, weil sie aufgekommen sind, als der Druck eines Teils schon gestartet wurde, oder sie aus dem fertigen Druck eines Teils resultieren. Hier ist es immer einen Versuch wert, die Änderung durch Nachbearbeitung des letzten Druckteils zu erreichen. So kann zuerst sichergestellt werden, dass die Änderung ihren gewünschten Effekt erzielt und diese anschließend umgehend auf das CAD Modell übertragen werden. Möglicherweise ist ein Neudruck vorerst damit nicht mehr notwendig, oder es können mit nur einem neuen Druck mehrere, bereits getestete Änderungen umgesetzt werden.

### **4.2 Erster Prototyp**

#### **4.2.1 Pro-/Supination**

Für Pro-/Supination wurde aus Tabelle 3.1 Lösungsprinzip 2 (Gleitlager, konisch) gewählt. Diese Lösung benötigt keine Kaufteile und beide Hälften des Lagers lassen sich in optimaler Lage in Druckebene drucken. Dadurch können die Gleitflächen formtreu und mit relativ hoher Oberflächengüte gedruckt werden.

Die Schnittstelle zum Socket wird nach Tabelle 3.1 rund, mit drei Schraublöchern ausgeführt. Auf Gewindeeinsätze wird verzichtet, da die Schrauben hauptsächlich Scherkräften ausgesetzt sein werden und daher ein Ausreißen der Schrauben aus dem PLA unwahrscheinlich ist. Außerdem ist die Reibung der Schrauben in PLA um ein Vielfaches höher, als in einem Gewindeeinsatz, was einer Lockerung entgegenwirkt (siehe außerdem Tabelle 3.5).

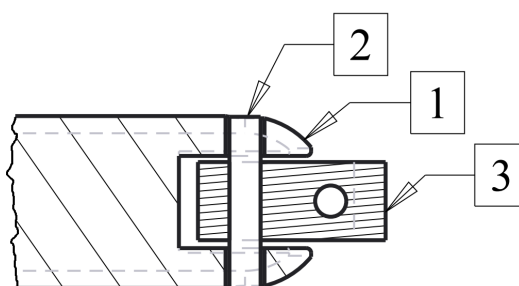


Für die Kupplung mit dem Servo wurde aus Tabelle 3.1 Lösungsprinzip 1 (Formschluss mit Servo Welle) gewählt. Diese Lösung zeichnet sich vor allem durch eine direkte Kraftübertragung und Spielfreiheit aus (siehe Tabelle 3.2). Es wurde versucht die notwendige Verzahnung zu drucken, um einen Formschluss mit der Nutenwelle des Servos zu erreichen. Allerdings war die Auflösung des verwendeten 3D Druckers zu niedrig, um eine nennenswerte Verzahnung zu erzeugen. Es wurde vermutet, dass die geringe Zahndicke ohnehin zu einem sehr geringen maximal übertragbaren Drehmoment führen würde. Entsprechend wurde der Durchmesser der gedruckten Nabe mit einer Übermaßpassung versehen und zusätzlich die Verzahnung beibehalten, in der Hoffnung, dass die Kombination der Beiden dem ausgeübten Drehmoment standhält.

#### 4.2.2 Flexion/Extension

Für Flexion/Extension wurde als Schwenklager Lösungsprinzip 2 (Gleitlager mit Laufbuchse) gewählt (siehe Tabelle 3.3). Die Lagerbuchse wurde ebenfalls 3D gedruckt und gleich einer standardisierten Stahlbuchse bemessen (siehe *Anhang B, Flexor - Lagerbuchse*). Falls sich die Lagereigenschaften der gedruckten Buchse als zu schlecht herausgestellt hätten, wäre so ein Austausch durch ein Kaufteil ohne Konstruktionsänderungen möglich gewesen. Dadurch, dass sich die Buchse jedoch so drucken ließ, dass ihre Filamentschichten orthogonal zur Rotationsachse liegen, war die Lagerreibung und Laufruhe ausreichend für die Anwendung.

Zur Kraftübertragung wurde Lösungsprinzip 1 (Hebelarm) aus Tabelle 3.3 gewählt. Bei der Bewertung in Tabelle 3.4 war vor allem der geringe Platzbedarf entscheidend. Durch die Verwendung von Metallstiften, ließen sich sehr kleine Lager realisieren (siehe *Anhang B, Flexor - Hebelmechanismus - Teil 3*). Hierbei wird eine Durchgangsbohrung in der Lagerachse gedruckt, die anschließend nachgebohrt werden muss, um vernünftige Toleranzen und Oberflächen zu erhalten. Ein Hebelarm wird auf eine Spielpassung (+0,1 mm) gebohrt, der andere auf eine Übermaßpassungen (−0,1 mm). Durch das Eingepressen eines Metallstiftes, wird ein Lagerzapfen erzeugt (siehe Bild 4.1), der aufgrund seiner sehr glatten Oberfläche die Lagerreibung sehr gering hält. Das PLA der Hebelarme hat zusätzlich selbstschmierende Eigenschaften und macht das Lager wartungsfrei.



**Bild 4.1** 3D gedrucktes Schwenklager, gebildet aus zwei Hebelarmen (1) und (3) und einem Metallstift (2).

Zur Kupplung mit dem Servo wurde Lösungsprinzip 1 (Formschluss mit Servo Welle) aus Tabelle 3.3 gewählt, entsprechend der Bewertung in Tabelle 3.4. Außerdem wurde die Nabe mit der gleichen Verzahnung versehen, wie in *4.2.1 Pro-/Supination*, auch zu sehen auf der technischen Zeichnung in *Anhang B, Flexor - Hebelmechanismus - Teil 1, Detail A*.

### 4.2.3 Antrieb

Um niedrige Gesamtkosten zu erzielen und sicherzustellen, dass alle verwendeten Komponenten leicht verfügbar sind, wurden handelsübliche Servos als Antrieb verwendet. Entsprechend wurden die Daten verschiedener Modelle aus diversen global auftretenden Internetkäufern zusammengetragen und verglichen (siehe Tabelle 4.1)<sup>1</sup>:

**Tabelle 4.1** Leistungsdaten verschiedener frei erhältlicher Servomodelle.  
Rot = kritischer Wert; Weiß = neutral; Grün = guter Wert

Name	Maße [mm]	Volumen [mm <sup>3</sup> ]	Gewicht [g]	Max. Drehmoment [kg*cm]	Höchstzeit. [s/60°]	Höchst Spannung [V]	Preis [€]	Kraftdichte [kg/cm <sup>3</sup> ]
Longrunner SG90	23x12x29	8004	19	1,5	0,3	6	1,99	0,19
Top-Spring SG90	12x06x30	2160	9	1,6	0,12	4,8		0,74
Tiankongrc	23x12x29	8004	12	2	0,11	4,8	0,99	0,25
CS-3007	35x15x33	17325	34	7,5	0,06	8,4		0,43
MG996R	40x19x43	32680	56	9,4	0,13	7,2	3	0,29
TRU Servo R3630	41x20x40	32800	55	12	0,25	6	9,72	0,37
Sunfounder RC Servo	54x20x44	47520	55	15	0,15	6	10,99	0,32
Longrunner LQY10	40x20x40	32000	100	17	0,16	7,4		0,53
LewanSoul LD-20MG	40x20x40	32000	65	20	0,16	6,7		0,63
Zoskay DS3218	40x41x20	32800	59	21,5	0,16	6,8	18,6	0,66
SpringRC	60x30x60	108000	157	33	0,21	7,2	12,99	0,31
Zoskay DS5160	65x30x48	93600	162	70	0,13	8,4		0,75

<sup>1</sup> Beim überwiegende Großteil von Servomotoren wird das Drehmoment in kg · cm angegeben

Die Modelle in Tabelle 4.1 wurden nach mehreren Gesichtspunkten bewertet. Angesichts der Maße der verfügbaren Servos wurden Modelle mit einem Volumen über  $40\,000\text{ mm}^3$  und einem Gewicht über  $70\text{ g}$  ausgeschlossen. Ein unerwartetes Problem war die schwankende Verfügbarkeit mancher Modelle, die nach einer Überarbeitung der Liste auffiel. Diese Modelle, bei denen nach wenigen Wochen kein Kaufangebot mehr auffindbar war, wurden in der Preisspalte rot markiert und der Wert ausgetragen. Interessehalber wurde zusätzlich die Kraftdichte - sprich das Drehmoment pro Volumeneinheit - errechnet, um einen Anhaltspunkt für die Abwärme der Servos zu haben.

Zunächst wurde schätzungsweise das für den FE-Mechanismus benötigte Drehmoment als Anhaltspunkt gewählt. Da hier die Last der iLimb direkt an der Welle des Servos angreifen würde, ließ sich von einem höheren Drehmoment ausgehen. Es wurde eine Gesamtlast von  $1\text{ kg}$  angenommen, die in der Mitte der ausgestreckten iLimb wirkt (Berechnung (4.1)). Das vom Servo geforderte Drehmoment wurde unter der Annahme berechnet, dass der volle Bewegungsumfang des Servos von  $180^\circ$  ausgenutzt werden kann (Berechnung (4.2)) und für den Fall, dass lediglich der halbe Bewegungsumfang verwendet werden kann, beispielsweise durch konstruktionsbedingte Einschränkungen (Berechnung (4.3)).

$$M_{h,schaetz} = m \cdot g \cdot \frac{l_h}{2} = 1\text{ kg} \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \cdot \frac{175\text{ mm}}{2} \approx 860\text{ Nmm} \quad (4.1)$$

$$M_{s,1} = M_{h,schaetz} \cdot \frac{R_h}{R_s} = 860\text{ Nmm} \cdot \frac{120^\circ}{180^\circ} \approx 580\text{ Nmm} = 5,9\text{ kg} \cdot \text{cm} \quad (4.2)$$

$$M_{s,2} = M_{h,schaetz} \cdot \frac{R_h}{R_s \cdot 0,5} = 860\text{ Nmm} \cdot \frac{120^\circ}{90^\circ} \approx 1150\text{ Nmm} = 11,7\text{ kg} \cdot \text{cm} \quad (4.3)$$

Servos mit einem Drehmoment unter  $5,9\text{ kg} \cdot \text{cm}$  wurden in Tabelle 4.1 entsprechend rot und mit einem Drehmoment über  $11,7\text{ kg} \cdot \text{cm}$  grün markiert.

Alle betrachteten Gesichtspunkte wurden von den zwei Modellen TRU Servo R3630 und Zoskay DS3218 erfüllt und je zwei Servos bestellt. Die zwei TRU Servo R3630 trafen als erstes ein und wurden zunächst für die weitere Konstruktion verwendet. Aus den Datenblättern beider Modelle ließ sich schließen, dass die Montagelöcher und Position der Antriebswelle identisch sind und sich die Modelle später - falls notwendig - leicht austauschen lassen würden.

## 4.2.4 Zugang zu innenliegenden Komponenten

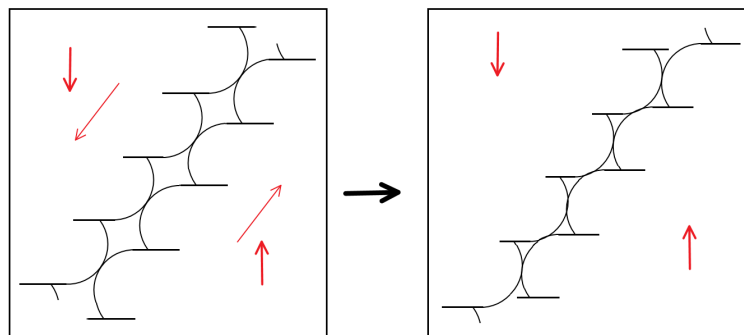
Das Gehäuse wurde vorläufig als simpler Zylinder angedacht, der sich an beiden Enden öffnen lässt. Am distalen Ende wurde ein Zugang über das Flexions/Extensions-Gelenk geplant, um die Hebelarme zu verbinden. Eine Teilung der Lagerfassung ist ohnehin notwendig, um die Lagerzapfen und -buchsen einzubauen. Die Lagerhälften wurden mit M2,5x12 Schrauben in PLA verbunden, um möglichst Platz und Gewicht zu sparen (siehe Tabelle 3.5).

Proximal wurde vom Pronations/Supinations-Gelenk eine Lagerhälfte als Deckel ausgeführt, um die Seite des Zylinders zu verschließen. Da hier vom Handgelenk und End-Effector ein hohes Drehmoment wirkt und diese Verbindung vermutlich häufiger gelöst werden muss, um Zugang zu innenliegender Mechanik zu haben, wurden vier Gewindeeinsätze mit M3 Schrauben verwendet.

## 4.3 Zweiter Prototyp, abgeleitet vom Ersten

### 4.3.1 Lager für Pronation/Supination

Es stellte sich heraus, dass die Lagerreibung des konischen Gleitlagers falsch eingeschätzt wurde. Dadurch, dass beide Lagerhälften mit gleicher Orientierung gedruckt wurden, fügten sich unter Druck die Rillen der Gleitflächen ineinander und erhöhten die Reibung stark (siehe Bild 4.2). Aufgrund der Gestalt der Lagerhälften war eine Änderung der Druckorientierung allerdings nicht möglich, ohne an anderer Stelle deutlich schlechtere Oberflächen zu generieren. Entsprechend musste diese Lösung in Tabelle 3.2 neu bewertet werden, wodurch stattdessen Lösungsprinzip 3 (Wälzlager, konisch) aus Tabelle 3.1 gewählt wurde. Um den Läufer (siehe *Anhang B, Rotor - Läufer und Verbindungsstück*) und die äußere Lagerhälfte (siehe *Anhang B, Rotor - Äußere Lagerhälfte*) durch die Führung der Wälzkörper nicht zu sehr zu schwächen, wurden Stahlkugeln mit 3mm Durchmesser verwendet (der Läufer mit Stahlkugeln ist auf Bild 4.3 abgebildet). Die benötigte Anzahl der Kugeln ist  $N_{Kugeln} = \frac{\pi \cdot D_{Fuehrung}}{D_{Kugel}} = \frac{\pi \cdot 63 \text{ mm}}{3 \text{ mm}} \approx 65$  Kugeln. Für den Zusammenbau des Lagers wurde zusätzlich in der äußeren Lagerhälfte ein Schraubloch eingefügt, um die Führung leichter mit Stahlkugeln befüllen zu können. Dieses Schraubloch ist nach dem Befüllen des Lagers mit einer beliebigen M4x8 Schraube zu verschließen.



**Bild 4.2** Darstellung des Ineinandergreifens von Filamentschichten auf Druckbelastung.



**Bild 4.3** 3D gedrucktes Kugellager für den PS-Mechanismus.

#### 4.3.2 Kupplung mit Servo für Pronation/Supination

Wie in 4.2.1 Pro-/Supination erwähnt, war eine gute Kraftübertragung nur mit einer Übermaßpassung erreichbar. Dadurch wurde die Verbindung jedoch schwerer lösbar, was leider beim ersten Prototypen nicht mehr in der Bewertungstabelle berücksichtigt wurde. Außerdem brach die Kupplung gelegentlich aus und ließ sich danach frei bewegen, was jedoch nie beim Flexions/Extensions-Gelenk passierte. Vermutlich wurde dies durch zusätzliche axiale Kräfte auf die Verbindung und die hohe Lagerreibung des konischen Gleitlagers verursacht. Dementsprechend wurde, trotz Austausch des Lagers, zusätzlich die Kupplung mit dem Servo in Tabelle 3.2 und Tabelle 3.4 Neubewertet. Hierbei stellte sich ebenfalls heraus, dass eine Änderung der Konstruktion notwendig war, weshalb für den zweiten Prototypen Lösungsprinzip 2 (Formschluss mit Servoarm) aus Tabelle 3.1 angewendet wurde.

Für das Flexions/Extensions-Gelenk wurde Lösungsprinzip 1 beibehalten, da nie derartige Probleme ersichtlich wurden. Außerdem konnte dadurch beim Hebelmechanismus der erste Hebelarm direkt an die Kupplung angefügt und viel benötigter Bauraum eingespart werden.

Die Verzahnung der 3D gedruckten Nabe wurde beibehalten, da sie die effektive Wandstärke erhöht und einem Abgleiten der Wandschichten aufgrund der resultierenden welligen Wandstruktur entgegen wirkt. Sollte zudem in Zukunft der Hebel mit einem Druckverfahren mit höherer Auflösung gedruckt werden, wären die Zähne besser ausgeprägt und funktionaler.

### 4.3.3 Zugang zu innenliegenden Komponenten

Für den FE-Mechanismus wurde ein Servo mit seiner Antriebswelle radial zur Symmetrieachse des Gelenks montiert. Um den Servo einfacher zu befestigen und besseren Zugang zum Mechanismus zu haben, wurde das Gehäuse zusätzlich in zwei Hälften geteilt (siehe *Anhang B, Corpus - 1st half und Corpus - 2nd half*). Beide Hälften wurden mit M3x35 Schrauben und M3 Muttern verbunden, da bei Gewindeeinsätzen möglicherweise PLA-Reste in die Gewinde gelangt wären, die aufgrund der Lage nur schwer entfernbar gewesen wären.

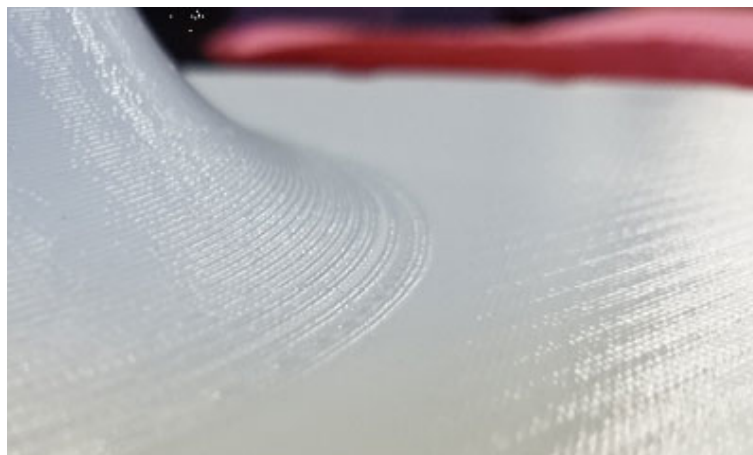
## 4.4 Dritter Prototyp, abgeleitet vom Zweiten

Dieser Prototyp repräsentiert den letzten Stand des Entwurfsprozesses. Die Validierung der Konstruktion erfolgt in *5 Belastungsgrenzen des letzten Prototypen* und alle zugehörigen Konstruktionszeichnungen lassen sich im Anhang unter *Anhang B* finden.

### Änderungen am Kugellager des PS-Mechanismus

Das 3D gedruckte Kugellager stellte ein leichtgängiges Lager für den PS-Mechanismus dar und war an sich hinreichend für die gegebenen Anforderungen an das Handgelenk. Während des Betriebs war lediglich ein leises Klicken der Kugeln zu hören, was als verbesserungsfähig gesehen wurde. Bei genauer Beobachtung der Führung stellte sich heraus, dass das Tal der Führungsrinne eine relativ grobe Oberfläche aufwies. Bei gedruckten Verrundungen fällt auf, dass das letzte Stück, das niedriger als die eingestellte Schichthöhe ist, nicht mehr aufgelöst werden kann (siehe Bild 4.4). Dies fiel aufgrund des geringen Durchmessers der Führungsrinne besonders ins Gewicht und das Tal wurde auf einer Breite von etwa 2,3 mm schlicht als gerade Fläche dargestellt. Da gerade Flächen als Linienmuster gedruckt werden, war deshalb die Führungsrinne der Kugeln im Tal von kleinen Rillen durchzogen.

Als Abhilfe wurde das Tal der Führung leicht vertieft und die Wände der Vertiefung geneigt (siehe *Anhang B, Rotor - Äußere Lagerhälfte, Detail A*). Somit wurde verhindert, dass es als gerade Fläche behandelt wird. Durch diese Änderung konnten Laufruhe und Reibungsverhalten des Lagers weiter verbessert werden.



**Bild 4.4** 3D gedruckte, verrundete Kante. [14]

### Änderungen und Druckempfehlung zum Kopfstück des FE-Mechanismus

Um das Kugelgelenk stabiler am Ring des Kopfstücks anzubringen, wurde es über einen Bogen mit dem Ring verbunden (siehe *Anhang B, Flexor - Kopfstueck, Schnitt B*). Damit das Gelenk einen großen Bewegungsraum hatte, musste der zugehörige Hebel die Kugel jedoch mit einem Ring umschließen (siehe *Anhang B, Flexor - Hebelmechanismus - Teil 3*). Deshalb wurde der Bogen sehr weit konstruiert, zusätzlich darunter in den Ring ein runder Ausschnitt eingefügt und Kopfstueck und Hebel bereits ineinandergefügt gedruckt. Dadurch war es möglich den Ring des Hebels beim Drucken parallel zum Druckbett auszurichten und damit primär IFA-Zugbelastungen zu gewährleisten, sprich die höchst mögliche Materialfestigkeit für den Mechanismus zu nutzen. Der Nachteil dieses Drucks ist, dass viel Stützstruktur benötigt wird, da der Hebel „frei schwebend“ gedruckt werden muss. Alle Stellen, an denen dies der Fall ist, sind aber leicht zugänglich und Oberflächen - falls notwendig - einfach nachzubearbeiten.

Zudem wurden die Unterseiten der Lagerzapfen und Kugel des Kopfstücks abgeflacht. Dadurch kann Stützstruktur gerade von unten angreifen und die ersten Filamentschichten der Zapfen besser tragen, was sich auch positiv auf die Qualität der darüberliegenden Schichten auswirkt. Außerdem liegt das hier entstehende Übermaß (siehe 2.2.2 Eigenschaften 3D gedruckter Teile aus PLA) in dem abgeflachten Bereich und erzeugt damit keine Unebenheiten auf dem Außenkreis.

Entsprechend können, nach dem Drucken und kurzer Nachbearbeitung des Teils, Hebel und Kugel mit etwas Kraft ineinander gefügt werden.



**Bild 4.5** Bereits beim Druck ineinander verhaktes Kugelgelenk



## 5 Belastungsgrenzen des letzten Prototypen

### 5.1 Lasten und strukturelle Schwachpunkte

Das Gewicht der iLimb und des vollständig zusammengebauten Handgelenks wurde mit einer Präzisionswaage auf 0,1 g gemessen. Die Massenschwerpunkte wurden getrennt über die Lagerung auf einem schmalen Punkt gemessen (siehe Bild 5.1), ähnlich einer Messung per Schwerpunktwaage. Sonstige Maße wurden zuerst am CAD Modell gemessen und anschließend mit einem Messschieber am zusammengebauten Handgelenk verifiziert. Um mögliche Messfehler zu berücksichtigen, wurden die Ergebnisse entsprechend gerundet:

» iLimb:

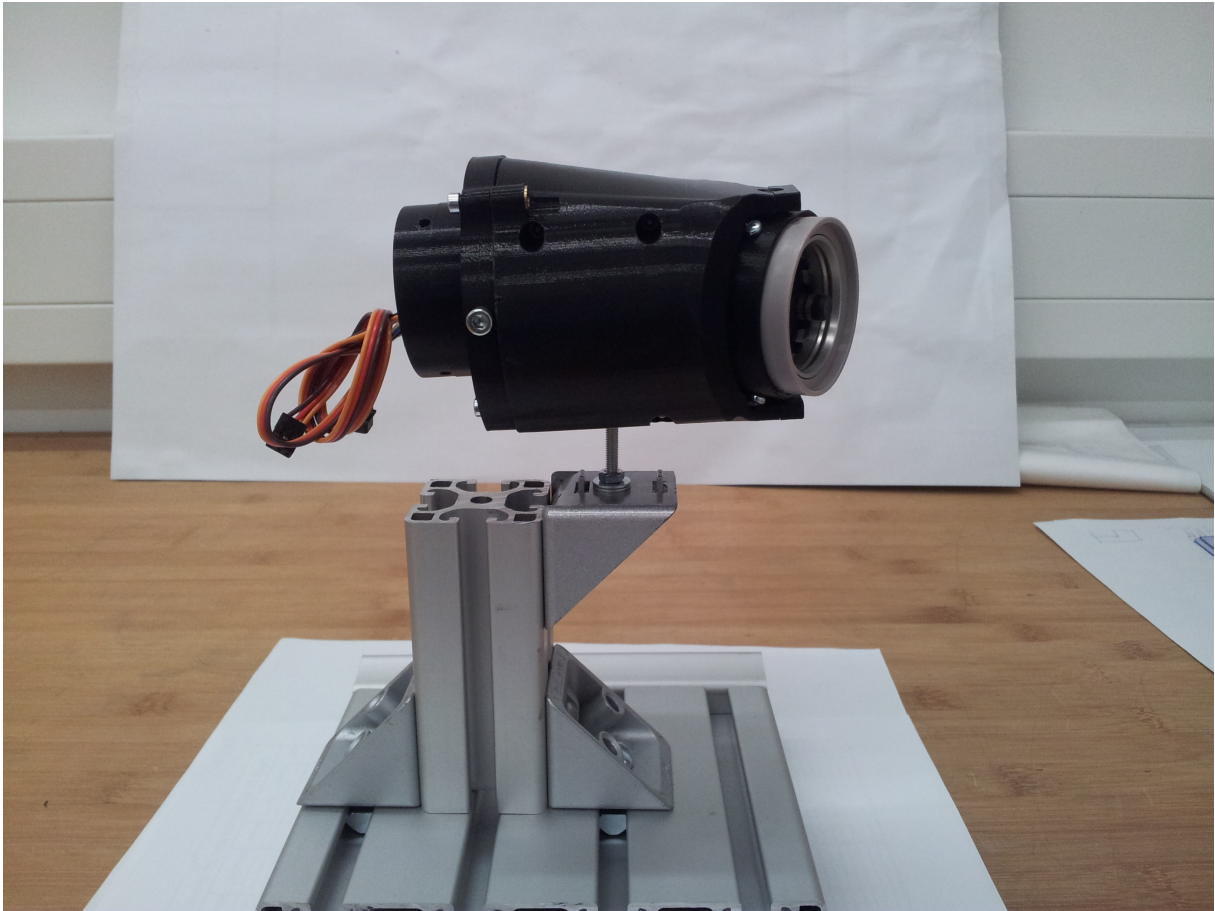
- Gewicht:  $m_h = 0,581 \text{ kg}$
- Unterkante der iLimb (ohne Schnittstelle) nach distal bis zum gemessen Schwerpunkt:  $l_{h,s} = 90 \text{ mm}$
- Gesamtlänge:  $l_h = 175 \text{ mm}$

» Handgelenk

- Gewicht:  $m_g = 0,308 \text{ kg}$
- Unterkante des Handgelenks (ohne Schnittstelle) nach distal bis zum gemessen Schwerpunkt:  $l_{g,s} = 40 \text{ mm}$
- Gesamtlänge:  $l_g = 89 \text{ mm}$

Die Bruchfestigkeiten von PLA wurden in 2.2.2 Eigenschaften 3D gedruckter Teile aus PLA bestimmt und wie folgt festgelegt:

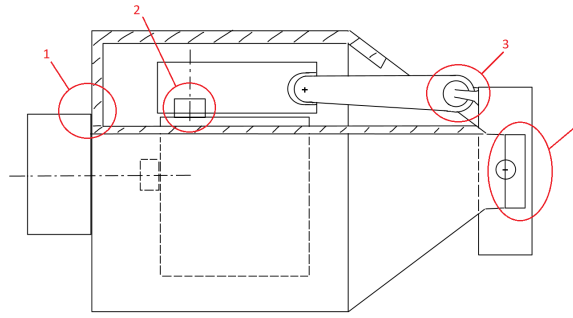
- »  $\sigma_z \text{ IFA} = R_{m \text{ min IFA}} = 47,6 \text{ MPa}$
- »  $\sigma_z \text{ GFA} = R_{m \text{ min GFA}} = 12,8 \text{ MPa}$
- »  $\sigma_z \text{ ZW} = R_{m \text{ min ZW}} = 16,7 \text{ MPa}$



**Bild 5.1** Messung einer Massenlinie des Handgelenks. Die Lagerung erfolgt auf einer gerade geschliffenen M3 Schraube, so dass das gemessene Objekt im Gleichgewicht liegt.

Es wurden vier mögliche Stellen identifiziert, an denen das Handgelenk strukturell versagen könnte (Nummerierung entsprechend Bild 5.2). Eine FEM Analyse 3D gedruckter Teile ist allerdings nur für eine qualitative Auswertung sinnvoll, außer es handelt sich um Software, die alle Körper richtigerweise als Hohlkörper mit stark anisotropen Materialeigenschaften betrachtet. Da keine solche Software bekannt war, wurden Versuche und Berechnungen durchgeführt, um die Tragfähigkeit des Handgelenks zu validieren. Bei Berechnungen wird ein Sicherheitsnachweis erbracht, wobei stets die Sicherheit  $S \geq 2$  sein muss:

1. Bruchrisiko an der Schnittstelle zum Prothesenschaft.
2. Ausdrehen der 3D gedruckten Servonabe des FE-Mechanismus.
3. Lochleibung an der äußeren Lagerhälfte des Schwenklagers bei schräggestellter Hand.
4. Bruch durch zu große Biegespannung an der Halterung des Kugelgelenks.



**Bild 5.2** Skizze des Handgelenks mit möglichen Versagenspunkten rot eingekreist.

### 5.1.1 Bruchrisiko an der Schnittstelle zum Prothesenschaft

Dieser Bereich wurde als kritisch angesehen, da hier das gesamte Gewicht der iLimb mit der zu tragenden Last und der Großteil des Gewichts des Handgelenks angreifen. Außerdem werden von der Gewichtsbelastung hauptsächlich GFA-Kräfte ausgeübt. Durch die in *5.1 Lasten und strukturelle Schwachpunkte* erwähnten Lasten und Parameter, mit der in *1.3 Aufgabenstellung* geforderten zusätzlichen Gewichtsbelastung von 0,5 kg im Massenschwerpunkt der Hand, werden die wirkenden statischen Kräfte und Drehmomente ermittelt. Folgend wird das gesamte Gewichtsmoment  $M_g$  aller Komponenten auf den Punkt A berechnet, sowie das Widerstandsmoment  $W_A$ , resultierende Materialspannungen  $\sigma$  und ein Nachweis der Sicherheit  $S$  erbracht. Zahlenwerte, die direkt in die Formeln eingetragen wurden, sind in der zugehörigen Skizze Bild 5.3 zu finden:

$$M_g = (l_{g,s} \cdot m_g + (l_g + l_{h,s}) \cdot (m_h + 0,5 \text{ kg})) \cdot g$$

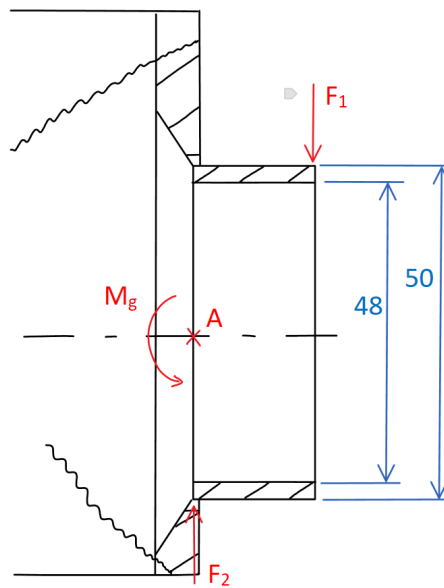
$$= (40 \text{ mm} \cdot 0,308 \text{ kg} + (89 \text{ mm} + 90 \text{ mm}) \cdot (0,581 \text{ kg} + 0,5 \text{ kg})) \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \quad (5.1)$$

$$= 2019 \text{ Nmm}$$

$$W_A = \frac{\pi(50 \text{ mm}^4 - 48 \text{ mm}^4)}{32 \cdot 50 \text{ mm}} = 1849 \text{ mm}^3 \quad (5.2)$$

$$\sigma_b = \frac{M_g}{W_A} = \frac{2019 \text{ Nmm}}{1849 \text{ mm}^3} = 1,1 \text{ MPa} \Rightarrow \sigma_{res} = 1,1 \text{ MPa} \quad (5.3)$$

$$S = \frac{\sigma_{z \text{ GFA}}}{\sigma_{res}} = \frac{12,8 \text{ MPa}}{1,1 \text{ MPa}} = 11,6 > 2 \quad (5.4)$$



**Bild 5.3** Skizze der Schnittstelle mit Ausbruch des Rotors (siehe Anhang B, Rotor - Läufer und Verbindungsstück).

### 5.1.2 Ausdrehen der 3D gedruckten Servonabe des FE-Mechanismus

Aufgrund mangelnder Materialkennwerte, wurde die Nabe in einer Versuchsreihe mit 5 identischen 3D Drucken untersucht (siehe Bild 5.4). Wie in 4.3.2 Kupplung mit Servo für Pronation/Supination festgestellt wurde, war die hauptsächliche Versagensursache ein Ausdrehen der Nabe. Entsprechend hatten die für den Versuch verwendeten Proben die gleiche Nabe, wie sie auch beim Hebelmechanismus des Handgelenks zum Einsatz kam (siehe Anhang B, Flexor - Hebelmechanismus - Teil I, Detail A) und wurden mit den gleichen Druckeinstellungen 3D gedruckt. Die Nabe wurde einem veränderlichen Drehmoment ausgesetzt, durch die Verwendung eines Hebels und einer variablen Gewichtskraft. Zur Messung der Gewichtskraft wurde ein Newtonmeter verwendet und der Servo behutsam, aber rotationssicher in einem Schraubstock mit Typ F Schutzbacken eingespannt. Dem Servo wurde während des Versuchs mit einem Mikrocontroller eine feste Position vorgegeben und über eine eigene Spannungsversorgung 6,5 V bereitgestellt, um ein möglichst hohes Drehmoment aufbringen zu können.



**Bild 5.4** Versuchsaufbau zur Prüfung des Flexions-/Extensionsmechanismus.

### Versuchsergebnisse

Alle Proben hielten dem Stillstandsmoment des Servos stand, genauer einer statischen Belastung von  $24\text{ N} \cdot 50\text{ mm} = 1,2\text{ Nm}$ . Anschließend wurde die Last mit ca.  $15 \frac{\text{N}}{\text{s}}$  erhöht, bis es zum Ausdrehen der Nabe kam. Im Mittel geschah dies bei  $64\text{ N} \cdot 50\text{ mm} = 3,2\text{ Nm}$  und ging bei sechs Proben mit dem Rücktreiben des Servos einher. Rückgerechnet auf den Hebel des FE-Mechanismus mit einem Hebelarm von  $19,78\text{ mm}$  Länge, lässt sich daraus schließen, dass die 3D gedruckte Nabe einer Zugkraft von  $\frac{3200\text{ Nmm}}{19,78\text{ mm}} \approx 160\text{ N}$  dauerhaft standhält. Mit Hilfe der Berechnung (5.12) und der geforderten Zusatzlast von  $0,5\text{ kg}$  lässt sich eine Sicherheit  $S$  ableiten:

$$F_g = F_h \cdot \frac{25\text{ mm}}{l_{h,s} + 8\text{ m}} = 160\text{ N} \cdot \frac{25\text{ mm}}{90\text{ mm} + 8\text{ m}} = 40,8\text{ N} \quad (5.5)$$

$$m_g = \frac{F_g}{g} = \frac{40,8\text{ N}}{9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}} \approx 4\text{ kg} \quad (5.6)$$

$$S = \frac{4\text{ kg}}{0,5\text{ kg}} = 8 \quad (5.7)$$

### 5.1.3 Lochleibung des Schwenklagers bei schrägestellter Hand

Bei schrägestellter Hand wirkt ein hoher Druck auf die obere Klemme des FE-Schwenklagers und es wurde Lochleibung bei höheren Belastungen befürchtet. Zwar handelt es sich um Druckkräfte auf querlaufende Fasern und  $\sigma_z$  IFA kann als Bruchgrenze verwendet werden, allerdings wird die effektive Materialstärke  $s$  von lediglich zwei Wänden gebildet und beträgt lediglich  $s = 2 \cdot 1 \text{ mm}$ . Die Anzahl der Bohrungen ist  $n = 1$  und der Bohrungsdurchmesser  $d = 7 \text{ mm}$ .

Entsprechend kann der Lochleibungsdruck berechnet werden (siehe Bild 5.5):

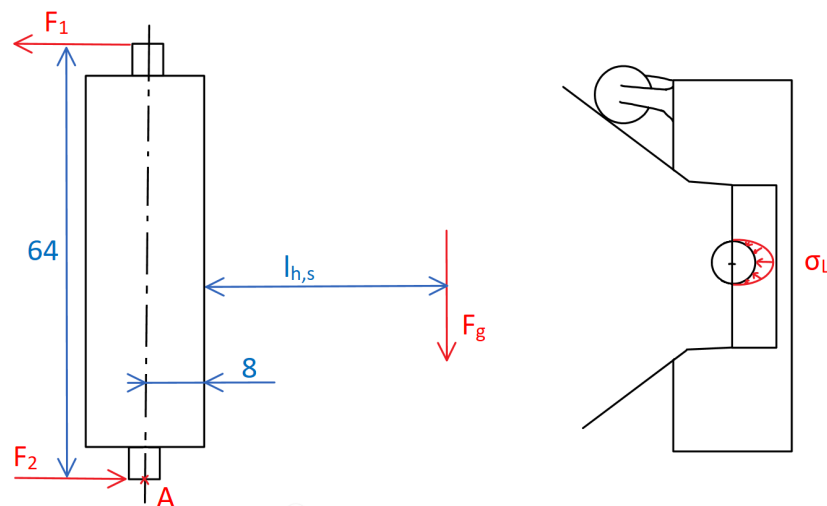
$$F_g = (m_h + 0,5 \text{ kg}) \cdot g \quad (5.8)$$

$$\hat{A} : F_1 \cdot 64 \text{ mm} - F_g \cdot (l_{h,s} + 8 \text{ mm}) = 0$$

$$\begin{aligned} \Rightarrow F_1 &= \frac{(m_h + 0,5 \text{ kg}) \cdot g \cdot (l_{h,s} + 8 \text{ mm})}{64 \text{ mm}} \\ &= \frac{(0,581 \text{ kg} + 0,5 \text{ kg}) \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \cdot (90 \text{ mm} + 8 \text{ mm})}{64 \text{ mm}} \approx 16,3 \text{ N} \end{aligned} \quad (5.9)$$

$$\sigma_L = \frac{F_1}{d \cdot s \cdot n} = \frac{16,3 \text{ N}}{7 \text{ mm} \cdot 2 \text{ mm} \cdot 1} \approx 1,2 \text{ MPa} = \sigma_{res} \quad (5.10)$$

$$S = \frac{\sigma_z \text{ IFA}}{\sigma_{res}} = \frac{47,6 \text{ MPa}}{1,2 \text{ MPa}} = 39,6 > 2 \quad (5.11)$$



**Bild 5.5** Skizze der Klemme (siehe *Anhang B, Corpus - Klemme*) zur Analyse des Lochleibungsdrucks.

Aus der Rechnung kann entnommen werden, dass keine Gefahr der Lochleibung besteht. Selbst wenn man ein extremes Verkippen der schwenkbaren Kupplung annähme und die effektive Materialstärke nur noch von einer einzigen Wand gebildet würde, läge die Sicherheit bei  $S = \frac{47,6\text{MPa}}{2,4\text{MPa}} \cong 19,8 > 2$  und ein sicherer Betrieb wäre nach wie vor gewährleistet.

#### 5.1.4 Bruch durch zu große Biegespannung am Kugelgelenk

Die höchste Biegespannung tritt an diesem Gelenk auf, wenn die Hand die größtmögliche Flexion ausführt. In dieser Position ist der angreifende Hebel (siehe Anhang B, Flexor - Hebelmechanismus - Teil 3) um zwei Achsen geneigt, weshalb zuerst alle angreifenden Kräfte berechnet wurden.  $F_g$  bleibt unverändert. Ergänzend zu den Berechnungen siehe Bild 5.6 und Bild 5.7:

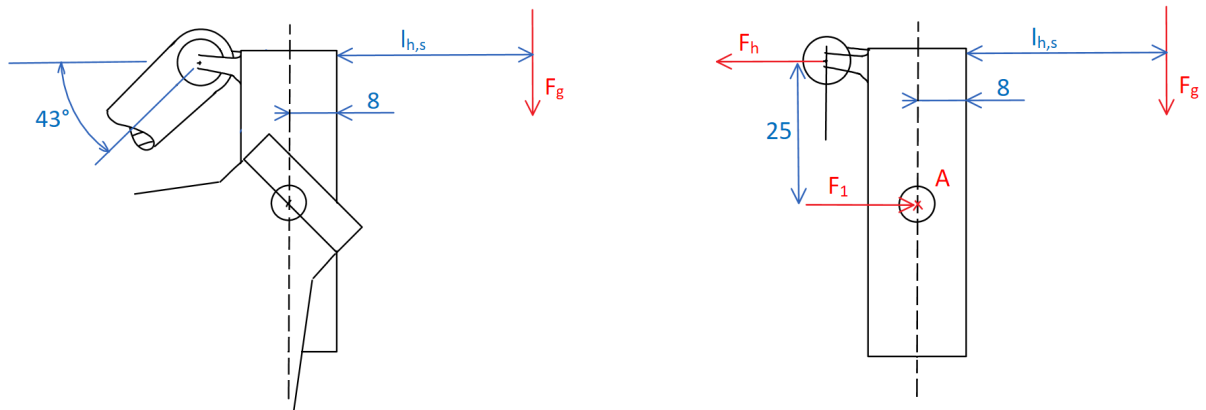
$$\overset{\curvearrowright}{A} : F_h \cdot 25\text{ mm} - F_g \cdot (l_{h,s} + 8\text{ mm}) = 0 \quad (5.12)$$

$$F_g = (m_h + 0,5\text{ kg}) \cdot g \quad (5.13)$$

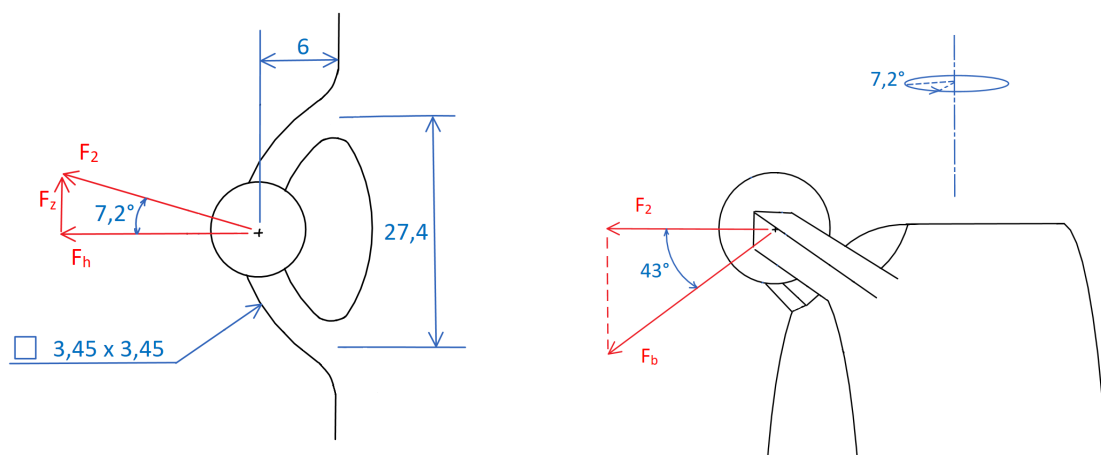
$$\begin{aligned} \Rightarrow F_h &= \frac{(m_h + 0,5\text{ kg}) \cdot g \cdot (l_{h,s} + 8\text{ mm})}{25\text{ mm}} \\ &= \frac{(0,581\text{ kg} + 0,5\text{ kg}) \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \cdot (90\text{ mm} + 8\text{ mm})}{25\text{ mm}} = 41,6\text{ N} \end{aligned} \quad (5.14)$$

$$F_z = \tan(7,2^\circ) \cdot F_h = 5,3\text{ N} \quad (5.15)$$

$$F_b = \frac{\frac{F_h}{\cos(7,2^\circ)}}{\cos(43^\circ)} = 57,3\text{ N} \quad (5.16)$$



**Bild 5.6** Skizze des Kopfstücks (siehe *Anhang B, Flexor - Kopfstueck*) mit angreifenden Lasten in Flexion.



**Bild 5.7** Skizze des Kugelgelenks in Draufsicht (siehe *Anhang B, Flexor - Kopfstueck, Schnitt B*) mit angreifenden Lasten in Flexion.

Die Kugel wurde als weich gegen Biegung betrachtet und die Berechnung damit deutlich vereinfacht. Die auftretenden Lasten erzeugen primär GFA-Kräfte und für die Berechnung wird die Seite des Gelenks betrachtet, auf der durch  $F_z$  eine zusätzliche Zugbelastung wirkt. In den Druckeinstellungen wurde die Wandstärke aller Drucke als 1 mm eingestellt, weshalb die gesamte Wanddicke  $b = 2 \cdot 1$  mm betrug und die Breite des Hebelarms war  $B = 3,45$  mm (siehe Bild 5.8):



$$W = \frac{B^4 - (B-b)^4}{6 \cdot B} = \frac{3,45 \text{ mm}^4 - (3,45 \text{ mm} - 2 \text{ mm})^4}{6 \cdot 3,45 \text{ mm}} = 6,6 \text{ mm}^3$$

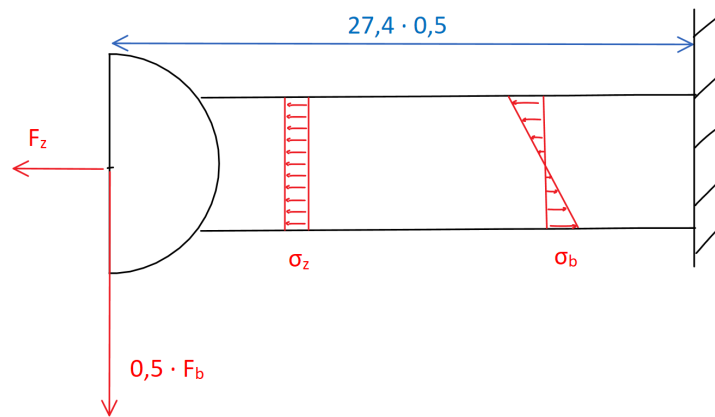
$$M_{\max} = 0,5 \cdot F_b \cdot 0,5 \cdot 27,5 \text{ mm} = 394,0 \text{ Nmm} \quad (5.17)$$

$$\sigma_b = \frac{M_{\max}}{W} = \frac{394,0 \text{ Nmm}}{6,6 \text{ mm}^3} = 59,7 \text{ MPa}$$

$$\sigma_z = \frac{F_z}{B^2 - (B-b)^2} = \frac{5,3 \text{ N}}{3,45^2 - (3,45 - 2 \text{ mm})^2} = 0,6 \text{ MPa} \quad (5.18)$$

$$\sigma_{\text{res}} = \sigma_z + \sigma_b = 60,3 \text{ MPa} \quad (5.19)$$

$$S = \frac{\sigma_z \text{ GFA}}{\sigma_{\text{res}}} = \frac{12,8 \text{ MPa}}{60,3 \text{ MPa}} = 0,2 \quad (5.20)$$

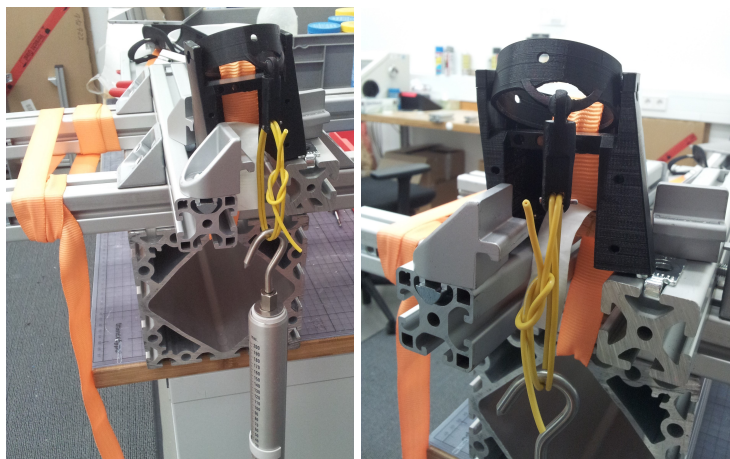


**Bild 5.8** Skizze des halbierten Kugelgelenks in mechanisch vereinfachter Form (siehe Anhang B, Flexor - Kopfstueck, Schnitt B).

Aus der Berechnung (5.20) geht hervor, dass der Hebel alleine für das Gewicht der Hand stark unterdimensioniert ist. Allerdings wurde zu diesem Zeitpunkt das Handgelenk mit dem berechneten Kugelgelenk schon mehrfach kleineren dynamischen Tests unterzogen - ohne dass das Gelenk jemals brach. Aus diesem Widerspruch und in Hinblick auf die Vereinfachungen in der Berechnung (5.17) wurde gefolgert, dass es notwendig und möglicherweise sinnvoller wäre den Hebelmechanismus in einem Versuch zu testen, mit ähnlichem Aufbau wie für 5.1.2 Ausdrehen der 3D gedruckten Servonabe des FE-Mechanismus. Dadurch konnte außerdem das gesamte Gelenk, einschließlich des Hebels, geprüft werden.

### Versuchsaufbau für einen Test eines Teils des FE-Mechanismus auf Zugbelastung

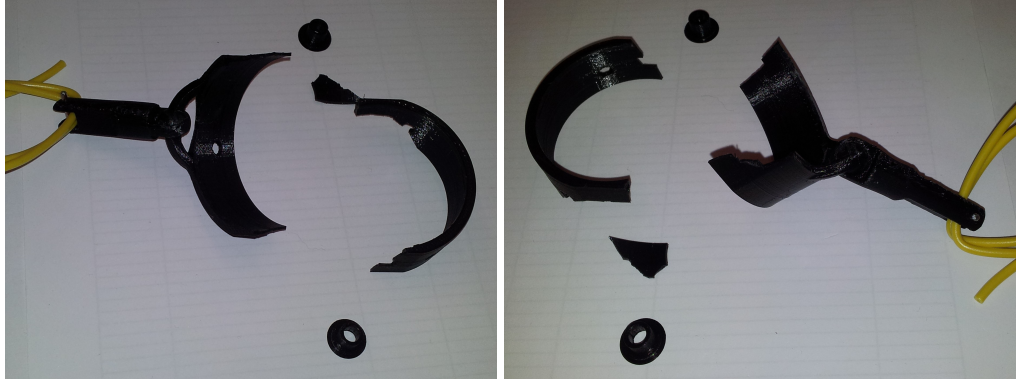
Um den Aufbau möglichst realitätsnah zu halten, wurde ein Gehäuseteil (siehe *Anhang B, Corpus - 1st half*) des Handgelenks als Halterung für das Kopfstück (siehe *Anhang B, Flexor - Kopfstueck*) verwendet. Die Kupplung wurde, wie für den späteren Betrieb vorgesehen, über zwei 3D gedruckte Buchsen gelagert (siehe *Anhang B, Flexor - Lagerbuchse*) und über zwei Klemmen (siehe *Anhang B, Corpus - Klemme*) fixiert. Um sicherzustellen, dass das Kopfstück näherungsweise in einem Winkel von  $43^\circ$  bleibt, wurde sie mit einem 2cm breiten Spanngurt fixiert (siehe Bild 5.9). Aufgrund der Ergebnisse der Berechnung (5.20) wurden keine zu hohen Zugkräfte bis zum Bruch des Mechanismus erwartet. Ein Spanngurt erlaubte eine breite Lastverteilung an der Rückseite des Kopfstücks, da sonst ein verfrühter Bruch des Rings befürchtet wurde.



**Bild 5.9** Versuchsaufbau zur Prüfung der Belastbarkeit des Kugelgelenks.

### Versuchsergebnisse des Tests des FE-Mechanismus

Bei jeder der fünf Proben brach der Ring des Kopfstücks, bevor das Kugelgelenks versagte (siehe Bild 5.10). Der Bruch des Rings trat im Mittel bei 167N auf Höhe der Gelenkzapfen ein. Es muss allerdings angemerkt werden, dass sich ab etwa 100N der Ring stark elastisch verbog und der Aufbau keine realen Bedingungen mehr simulierte. Entsprechend werden 100N als Höchstbelastung angenommen. Beim Versagen des Rings ist es wichtig zu bedenken, dass normalerweise eine Kupplung zur Montage eines End-Effectors im Ring verbaut wäre, die der Verformung zusätzlich entgegengewirkt hätte. Die Kupplung wurde für den Versuch nicht eingebaut, um sie vor möglichen Beschädigungen zu schützen.



**Bild 5.10** Skizze des halbierten Kugelgelenks in mechanisch vereinfachter Form (siehe *Anhang B, Flexor - Kopfstueck, Schnitt B*).

Aus den Ergebnissen dieses Versuchs lässt sich die höchste Traglast  $m_x$  des getesteten Abschnitts ableiten:

$$m_x = \frac{F_b \cdot \cos(43^\circ) \cdot \cos(7,3^\circ) \cdot 25 \text{ mm}}{g \cdot (l_{h,s} + 8 \text{ mm})} - m_h \quad (5.21)$$

$$= \frac{100 \text{ N} \cdot \cos(43^\circ) \cdot \cos(7,3^\circ) \cdot 25 \text{ mm}}{9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \cdot (90 \text{ mm} + 8 \text{ mm})} - 0,581 \text{ kg} \approx 1,8 \text{ kg}$$

$$S = \frac{m_x}{0,5 \text{ kg}} = \frac{1,8 \text{ kg}}{0,5 \text{ kg}} = 3,6 \quad (5.22)$$

## 5.2 Ergebnisse und Betriebsempfehlungen

Das Handgelenk wurde während des Gebrauchs stets manuell auf Schwachstellen geprüft und Grenzfälle wurden zusätzlich analytisch und in Versuchen betrachtet. Für den Nachbau ist ein händisches Zusammenbauen des Gelenks notwendig und die Qualität von 3D Drucken unterliegt starken Schwankungen. Deshalb wurde darauf geachtet, dass keine kleinen Formelemente für die Konstruktion notwendig sind, die bei der Handhabung leicht abbrechen, oder nur auf bestimmten 3D Druckern fertigbar sind. Bei allen ermittelten Sicherheiten gilt  $S > 2$  (siehe Berechnung (5.4), Berechnung (5.7), Berechnung (5.11) und Berechnung (5.22)) und das Handgelenk lässt sich mit einer Vielzahl von Filamenten verschiedener Hersteller und Drucker nachbauen, ohne an Materialgrenzen zu stoßen. Dies setzt allerdings die Verwendung von Druckteilen voraus, die keine gravierenden Mängel aufweisen, wie etwa zu geringe Materialdichte oder Wandstärke.

Für den Betrieb werden Servomotoren vom Typ *DS3218* mit  $21,5 \text{ kg} \cdot \text{cm}$  Drehmoment empfohlen. Die in dieser Arbeit verwendeten *TRU - R3630* waren in der Lage die unbelastete Hand gut zu bewegen, allerdings erreichen sie bei Zusatzlast bereits spürbar ihre Leistungsgrenze. Eine Verwendung von *DS3218* Servos sollte ohne Konstruktionsänderungen möglich sein es möglich machen die geforderten  $0,5 \text{ kg}$  gut zu handhaben<sup>1</sup>.

Die konstruktive Höchstlast lässt sich aus der Berechnung (5.22) ableiten, da hier die niedrigste Sicherheit ermittelt wurde. Mit der geforderten Sicherheit  $S = 2$  lässt sich für die Verwendung der TB iLimb die zulässige Höchstlast  $m_{zul}$  angeben und allgemeiner das höchste zulässige Drehmoment  $M_{zul}$ .

$$m_{zul} = \frac{1,8 \text{ kg}}{S} = 0,9 \text{ kg} \quad (5.23)$$

$$M_{zul} = (m_{zul} + m_h) \cdot g \cdot (l_{h,s} + 8 \text{ mm}) = (0,9 \text{ kg} + 0,581 \text{ kg}) \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \cdot (90 \text{ mm} + 8 \text{ mm}) \quad (5.24)$$

$$\cong 1423 \text{ Nmm} \quad (5.25)$$

Die Materialkosten der verwendeten Druckteile liegen mit einem Gesamtgewicht aller Druckteile von  $470 \text{ g}$  und einem aktuellen Filament Preis von rund  $30 \frac{\text{€}}{\text{kg}}$ :

$$30 \frac{\text{€}}{\text{kg}} \cdot 470 \text{ g} = 14,1 \text{ €}$$

Der Preis für die Servos beträgt entweder für *TRU - R3630* Servos:

$$2 \cdot 9,72 \text{ €} = 19,44 \text{ €}$$

Oder für *DS3218* Servos:

$$2 \cdot 18,6 \text{ €} = 37,2 \text{ €}$$

---

<sup>1</sup>Leider hat mich keiner der bestellten *DS3218* Servos mehr rechtzeitig erreicht, um noch für die Arbeit verwendet zu werden. Gründe reichen von falschen oder vertauschten Artikeln, hin zu verschwundenen Paketen. Wenigstens war es eine Lektion, dass mehr Geld für ein Produkt zu bezahlen es ermöglichen kann, einen zuverlässigen Zulieferer zu wählen.

## 6 Zusammenfassung

In dieser Ausarbeitung wurde ein fast vollständig 3D gedrucktes Handgelenk mit zwei Freiheitsgraden konzipiert. Das Gelenk ermöglicht aktive Pronation/Supination und Flexion/Extension durch zwei unabhängige Servomotoren. Diese sind leicht zugänglich, direkt ansteuerbar und die Montagepunkte sind mit mehreren anderen Modellen kompatibel. Als End-Effector lassen sich alle Modelle montieren, die mit der TB Kupplung kompatibel sind, ohne Konstruktionsänderungen vornehmen zu müssen. Allerdings ist das Gelenk so konzipiert, dass sich mit nur kleinen Änderungen ein beliebiger End-Effector montieren lässt. Das Handgelenk ist zur Verwendung mit *DS3218* Servomotoren gedacht und für ein Drehmoment von 1423 Nmm zugelassen, was bei Verwendung der iLimb einem Zusatzgewicht von 0,9 kg entspricht. Die Materialkosten für alle benötigten Druckteile und zwei *DS3218* Servomotoren belaufen sich nach aktuellem Stand auf etwa 52 €.

Im Verlauf der Ausarbeitung wurden chronologisch drei verschiedene Prototypen vorgestellt, die jeweils aus dem Vorherigen entstanden sind. Dabei wurden verschiedene Lösungskonzepte für mechanische Problemstellungen ergründet, getestet und bewertet. Außerdem wurden hier neue Erfahrungen und Beobachtungen beschrieben, die der Druckprozess mit sich bringen kann.

Um sinnvolle Berechnungen zu ermöglichen, wurden Kriterien und Empfehlungen für Festigkeitsberechnungen und -analysen von 3D gedruckten Teilen genannt. Durch Einhaltung dieser Empfehlungen kann ein Risiko vermindert werden, dass durch Festigkeitseinbußen aufgrund schlechter Druckqualität entstehen kann. Außerdem wurden Werte aus Zugversuchen verwendet, die mit im DLR gedruckten Zugproben durchgeführt wurden. Aus den Zugversuchen wurden Materialkennwerte für 3D Druckteile erarbeitet, die über mehrere verschiedene Filamenthersteller hinweg Gültigkeit besitzen. Damit wurde verhindert, dass die Robustheit des Handgelenks überbewertet dargestellt wird. Um einen sicheren Umgang zu gewährleisten, wurde aus den erarbeiteten Kennwerten für alle relevanten Teile ein Sicherheitsnachweis über Berechnungen und/oder Versuche erbracht.

Auf den Sicherheitsaspekt wurde besonderer Wert gelegt, da unklar ist, für welche Zwecke das Handgelenk von Dritten verwendet werden wird, oder welche Qualität die Drucke Dritter aufweisen werden.

# Literaturverzeichnis

- [1] P. Azimi, D. Zhao, C. Pouzet, N. Crain, und B. Stephens. Emissions of ultrafine particles and volatile organic compounds from commercially available desktop three-dimensional printers with multiple filaments. *Environmental Science & Technology*, 50(3):1260–1268, Jan. 2016.
- [2] N. Bajaj. Three degrees of freedom (DOF) of the healthy human wrist., 2015. URL: <https://bit.ly/2GO7cLy>, [Letzter Aufruf 08.01.2020].
- [3] N. M. Bajaj, A. J. Spiers, und A. M. Dollar. State of the art in artificial wrists: A review of prosthetic and robotic wrist design. *IEEE Transactions on Robotics*, 35(1):261–277, Feb. 2019.
- [4] O. Beier. Hilfsmittelverzeichnis: Diese Hilfsmittel bezahlen die Kassen, 2020. URL: <https://www.pflege-durch-angehoerige.de/hilfsmittel-beratung/hilfsmittelverzeichnis/>, [Letzter Aufruf 06.01.2020].
- [5] J. Bowker. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles: Surgical and Prosthetic Principles*. C.V. Mosby, 1992.
- [6] K. Ehrlenspiel und H. Meerkamm. *Integrierte Produktentwicklung: Denkabläufe, Methodeneinsatz, Zusammenarbeit*. Carl Hanser Verlag GmbH & Co. KG, 2017.
- [7] M. Gottlieb, R. Mazet, und M. W. C. Taylor. Some experience with prosthetic problems of upper extremity amputees. *Artificial Limbs*, 4(1):4–40, Frühling 1957.
- [8] G. McGimpsey und T. Bradford. Limb prosthetics services and devices. Technical report, Worcester Polytechnic Institution, 2017.
- [9] F. Montagnani, M. Controzzi, und C. Cipriani. Is it finger or wrist dexterity that is missing in current hand prostheses? *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 33(4):600–609, Jul. 2015.
- [10] Touch Bionics. Touch Bionics - iLimb ROBO-Limb, 2011. URL: <https://robots.ieee.org/robots/ilimb/?gallery=photo4>, [Letzter Aufruf 12.12.2019].
- [11] Die Bastelkammer. Testdruck mit Simplify3D, 2015. URL: <https://cutt.ly/6rHPjWw>, [Letzter Aufruf 08.01.2020].

- [12] 3d-grenzenlos. prusa-3d-gedruckte-objekte-mit-wasserlöslichen-trägern, 2017. URL: <https://cutt.ly/frHPRbE>, [Letzter Aufruf 08.01.2020].
- [13] Simplify3D. Weak Infill, 2020. URL: <https://www.simplify3d.com/wp-content/uploads/2019/04/weak-or-stringy-infill-1024x1024-1-1024x1024.jpg>, [Letzter Aufruf 08.01.2020].
- [14] G. Paulsen. Best Practices for FDM 3D Printing, 2017. URL: <https://www.machinedesign.com/3d-printing-cad/article/21835968/best-practices-for-fdm-3d-printing>, [Letzter Aufruf 08.01.2020].
- [15] J. Ryu, W. Cooney, L. Askew, K. An, und E. Chao. Functional ranges of motion of the wrist joint. *The Journal of Hand Surgery*, 16(3):409–419, Mai 1991.

# Danksagung

Ich möchte mich bei meinem Betreuer **Dipl.-Ing. Werner Friedl** und meinen Referenten **Prof. Dr.-Ing. Erwin Steinhauser** zutiefst bedanken, da sie mir bei sehr wichtigen Elementen dieser Arbeit immens geholfen haben, wofür ich sehr dankbar bin. Vielen Dank auch an meinen Korreferenten **Prof. Dr.-Ing. Ulrich Wagner**, dass er mir so schnell und beherzt für das Korreferat zugesagt hat.

Außerdem gilt mein Dank all meinen geschätzten Kollegen, die mir stets guten Rat und Zuspruch gaben. Ihr habt mir sehr geholfen meine Motivation aufrecht zu halten und die Arbeit über Rückschläge hinweg zu vollenden.

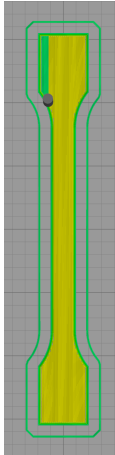
Ein besonderer Dank gilt meiner Familie und Freunden, die mich über diese stressige Zeit ausgehalten haben und mir ebenfalls stets ihre Hilfe anboten.

**Florian Sperle**

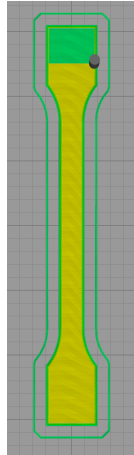


# Anhang

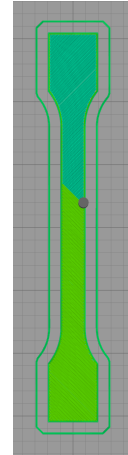
## A Zugversuche und Abbilder der gedruckten Zugproben



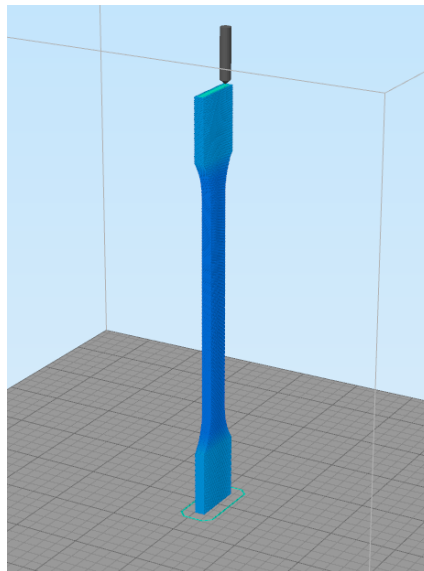
**Bild A.1** Zugprobe -  
„Orientation 0°“.



**Bild A.2** Zugprobe -  
„Orientation 90°“.



**Bild A.3** Zugprobe -  
„Orientation (+/-) 45°“.



**Bild A.4** 3D gedruckte Zugprobe - „Orientation (+/-) 45° vertical“.

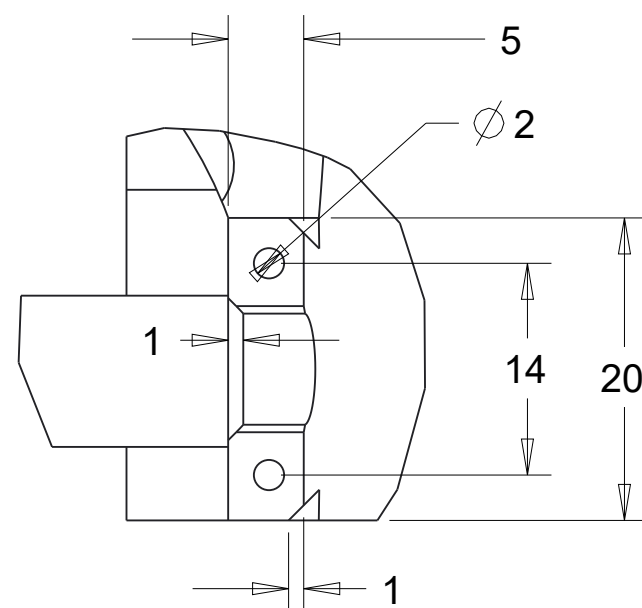
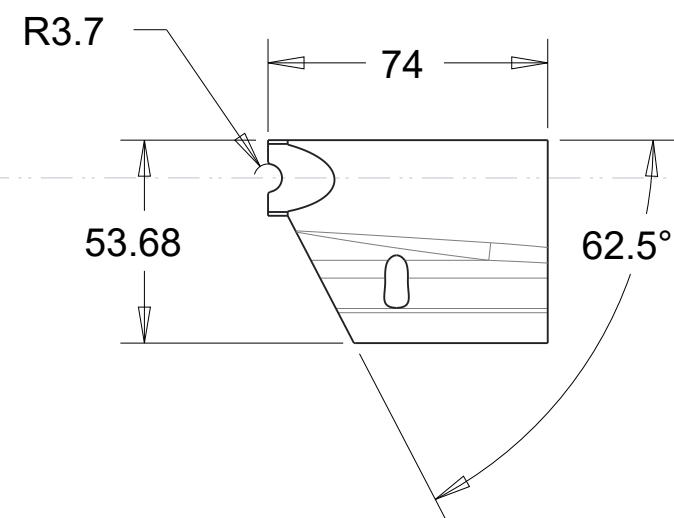
**Tabelle A.1** Ergebnisse von Zugversuchen 3D gedruckter Teile nach DIN EN ISO 527-1

Sl. No.	Material	Printer	Orientation (degrees)	Gauge length (mm)	Width (mm)	Thickness (mm)	Ultimate Tensile Strength (MPa)	Elongation at break (%)	Modulus of elasticity (GPa)	Avg. Ultimate Tensile Strength (MPa)	Avg. Elongation at break (%)	Avg. Modulus of elasticity (GPa)
1	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	0	108	10,19	4,19	60,80	3,00	2,68	60,6	3,04	2,68
2	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	0	108	10,19	4,18	63,50	3,20	2,70			
3	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	0	108	10,20	4,21	59,40	3,00	2,69			
4	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	0	108	10,18	4,18	57,80	3,00	2,58			
5	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	0	108	10,18	4,18	61,50	3,00	2,73			
6	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	(+/-) 45	108	10,18	4,18	55,60	3,30	2,50	60,2	3,52	2,53
7	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	(+/-) 45	108	10,21	4,18	62,10	3,80	2,47			
8	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	(+/-) 45	108	10,28	4,19	62,30	3,50	2,64			
9	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	(+/-) 45	108	10,29	4,22	60,00	3,60	2,46			
10	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	(+/-) 45	108	10,28	4,18	61,00	3,40	2,56			
11	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	90	108	10,24	4,17	52,30	3,10	2,40	52,02	3,02	2,47
12	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	90	108	10,36	4,40	49,60	3,00	2,43			
13	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	90	108	10,44	4,27	51,00	2,90	2,38			
14	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	90	108	10,27	4,22	54,00	3,10	2,62			
15	German RepRap - PLA	Renkforce RF1000	90	108	10,26	4,19	53,20	3,00	2,54			
16	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	0	108	10,25	4,18	64,70	3,40	2,70	63,04	3,24	2,64
17	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	0	108	10,21	4,13	65,50	3,50	2,60			
18	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	0	108	10,20	4,13	61,80	3,10	2,66			
19	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	0	108	10,17	4,13	61,00	3,00	2,67			
20	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	0	108	10,15	4,15	62,20	3,20	2,59			
21	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	(+/-) 45	108	10,18	4,15	64,30	4,80	2,55	65,36	4,36	2,61
22	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	(+/-) 45	108	10,23	4,16	65,10	4,10	2,65			
23	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	(+/-) 45	108	10,24	4,13	65,20	4,40	2,60			
24	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	(+/-) 45	108	10,25	4,15	66,40	4,30	2,59			
25	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	(+/-) 45	108	10,21	4,17	65,80	4,20	2,66			
26	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	90	108	10,20	4,17	52,90	2,80	2,60	55,98	3,02	2,57
27	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	90	108	10,16	4,17	50,50	2,80	2,26			
28	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	90	108	10,20	4,17	53,20	2,70	2,68			
29	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	90	108	10,17	4,15	58,20	3,30	2,57			
30	Hiendl - PLA	Renkforce RF1000	90	108	10,17	4,15	65,10	3,50	2,76			
31	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	0	108	10,17	4,15	64,60	3,80	2,46	59,06	3,42	2,37
32	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	0	108	10,10	4,15	47,20	3,10	2,21			
33	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	0	108	10,05	4,18	57,10	3,20	2,35			
34	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	0	108	10,04	4,16	62,70	3,50	2,38			
35	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	0	108	10,04	4,15	63,70	3,50	2,43			
36	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	(+/-) 45	108	10,16	4,16	45,80	3,30	2,11	47,62	3,82	2,20
37	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	(+/-) 45	108	10,12	4,16	47,90	3,30	2,23			
38	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	(+/-) 45	108	10,07	4,15	49,90	3,30	2,30			
39	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	(+/-) 45	108	9,98	4,07	38,10	3,70	1,92			
40	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	(+/-) 45	108	9,96	4,26	56,40	5,50	2,45			

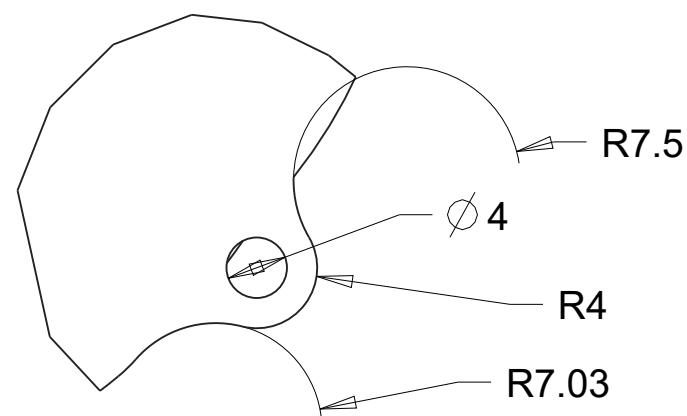
Sl. No.	Material	Printer	Orientation (degrees)	Gauge length (mm)	Width (mm)	Thickness (mm)	Ultimate Tensile Strength (MPa)	Elongation at break (%)	Modulus of elasticity (GPa)	Avg. Ultimate Tensile Strength (MPa)	Avg. Elongation at break (%)	Avg. Modulus of elasticity (GPa)
41	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	90	108	10,01	4,14	18,90	1,80	1,42	17,96	1,82	1,34
42	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	90	108	10,06	4,09	23,90	2,10	1,61			
43	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	90	108	10,15	4,14	14,20	1,10	1,42			
44	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	90	108	10,03	4,16	16,50	2,20	1,17			
45	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	90	108	9,99	4,14	16,30	1,90	1,08	40,7	2,46	2,55
46	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	(+/-) 45 vertical	108	10,12	4,13	41,60	2,50	2,55			
47	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	(+/-) 45 vertical	108	10,10	4,16	42,00	2,40	2,62			
48	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	(+/-) 45 vertical	108	10,12	4,16	40,30	2,40	2,53			
49	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	(+/-) 45 vertical	108	10,15	4,18	40,80	2,40	2,56	65,92	3,46	2,66
50	Voltivo - PLA	Ultimaker U2	(+/-) 45 vertical	108	10,17	4,16	38,80	2,60	2,48			
51	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	0	108	10,20	4,10	65,20	3,30	2,63			
52	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	0	108	10,17	4,04	68,30	3,70	2,63			
53	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	0	108	10,12	4,16	65,80	3,50	2,77	68,14	4,38	2,63
54	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	0	108	10,04	4,11	62,60	3,20	2,62			
55	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	0	108	10,04	4,11	67,70	3,60	2,63			
56	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	108	10,26	4,19	65,60	3,80	2,54			
57	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	108	10,25	4,15	68,70	4,80	2,62	59,16	3,3	2,59
58	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	108	10,21	4,01	69,40	3,70	2,69			
59	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	108	10,24	4,16	68,80	4,40	2,66			
60	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	108	10,23	4,10	68,20	5,20	2,66			
61	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	90	108	10,18	4,09	63,00	3,50	2,62	12,84	0,53	2,49
62	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	90	108	10,17	4,18	49,90	2,50	2,60			
63	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	90	108	10,18	4,17	63,00	3,70	2,56			
64	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	90	108	10,23	4,23	56,60	3,10	2,55			
65	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	90	108	10,19	4,20	63,30	3,70	2,64	53,8	3,54	2,22
66	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	(+/-) 45 vertical	108	10,22	4,25	13,90	0,57	2,51			
67	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	(+/-) 45 vertical	108	10,18	4,28	11,60	0,49	2,45			
68	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	(+/-) 45 vertical	108	10,21	4,28	12,30	0,51	2,45			
69	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	(+/-) 45 vertical	108	10,24	4,29	12,60	0,52	2,48	52,36	4	2,34
70	Renkforce - PLA	Ultimaker U2+	(+/-) 45 vertical	108	10,17	4,19	13,80	0,56	2,54			
71	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	0	108	9,90	4,21	55,20	3,80	2,29			
72	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	0	108	9,83	4,14	46,00	2,90	2,13			
73	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	0	108	9,85	4,20	53,90	3,30	2,19	53,20	4,20	2,29
74	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	0	108	10,06	3,80	56,90	3,80	2,30			
75	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	0	108	9,91	4,24	57,00	3,90	2,21			
76	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	108	10,10	4,19	51,50	3,20	2,33			
77	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	108	10,05	4,17	51,20	3,30	2,36	52,36	4	2,34
78	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	108	10,13	4,25	58,10	6,10	2,38			
79	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	108	10,06	4,21	47,80	3,20	2,36			
80	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	108	10,11	4,19	53,20	4,20	2,29			

Sl. No.	Material	Printer	Orientation (degrees)	Gauge length (mm)	Width (mm)	Thickness (mm)	Ultimate Tensile Strength (MPa)	Elongation at break (%)	Modulus of elasticity (GPa)	Avg. Ultimate Tensile Strength (MPa)	Avg. Elongation at break (%)	Avg. Modulus of elasticity (GPa)
81	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	90	108	10,18	4,22	19,00	1,50	1,71	16,72	1,28	1,64
82	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	90	108	10,21	4,25	18,80	1,50	1,72			
83	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	90	108	10,05	4,16	15,20	1,20	1,54			
84	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	90	108	10,11	4,20	15,30	1,10	1,61			
85	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	90	108	10,11	4,20	15,30	1,10	1,61	33,52	1,86	2,43
86	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	(+/-) 45 vertical	108	10,06	4,25	31,40	1,80	2,37			
87	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	(+/-) 45 vertical	108	10,06	4,02	31,50	1,70	2,48			
88	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	(+/-) 45 vertical	108	9,96	4,14	35,80	2,00	2,41			
89	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	(+/-) 45 vertical	108	10,01	4,01	32,00	1,80	2,38			
90	ColorFabb - PLA/PHA	Ultimaker U2+	(+/-) 45 vertical	108	9,97	3,97	36,90	2,00	2,49			
91	FormFutura - PVA	Ultimaker U2+	(+/-) 45	109	9,97	3,97	25,20	>30	0,63			

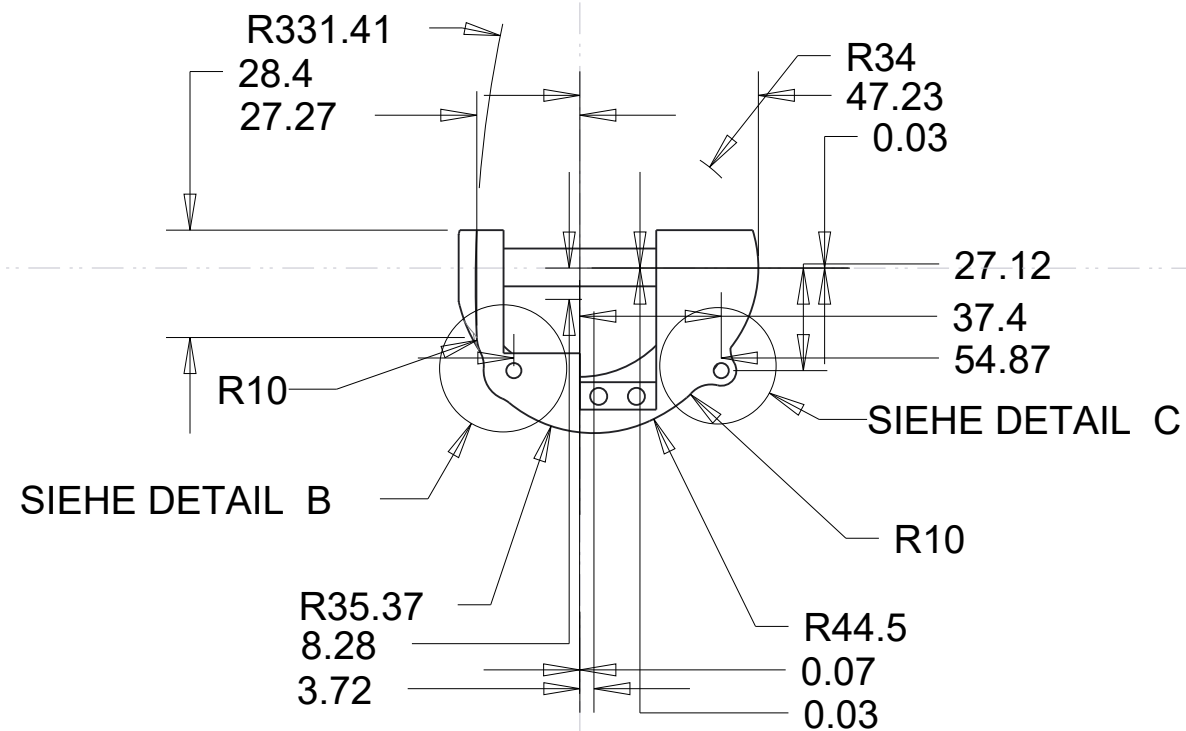
## **B Konstruktionszeichnungen des Handgelenks**



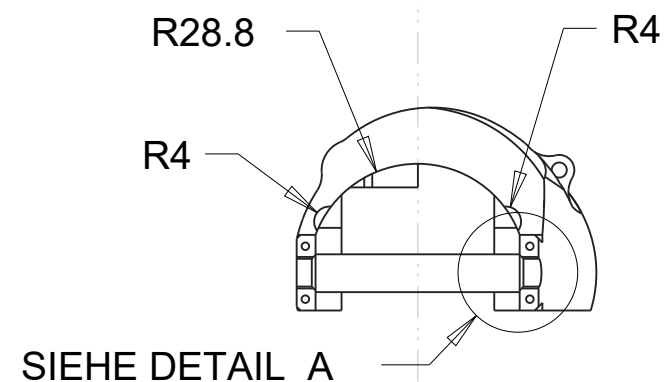
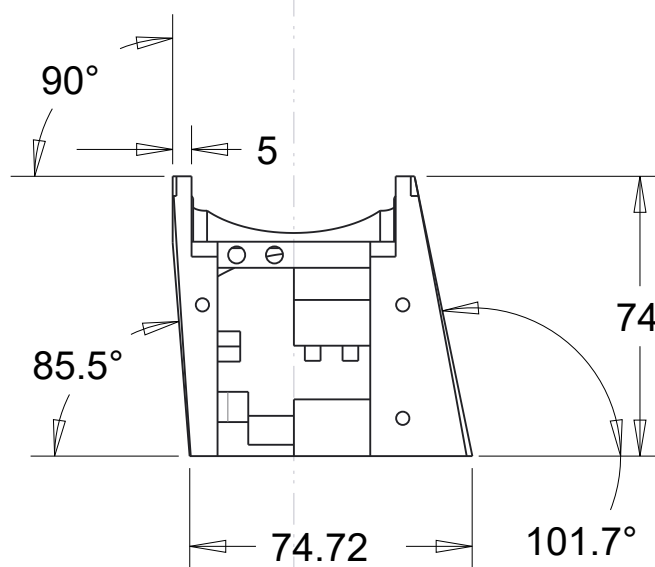
DETAIL A  
MASSSTAB 2.000



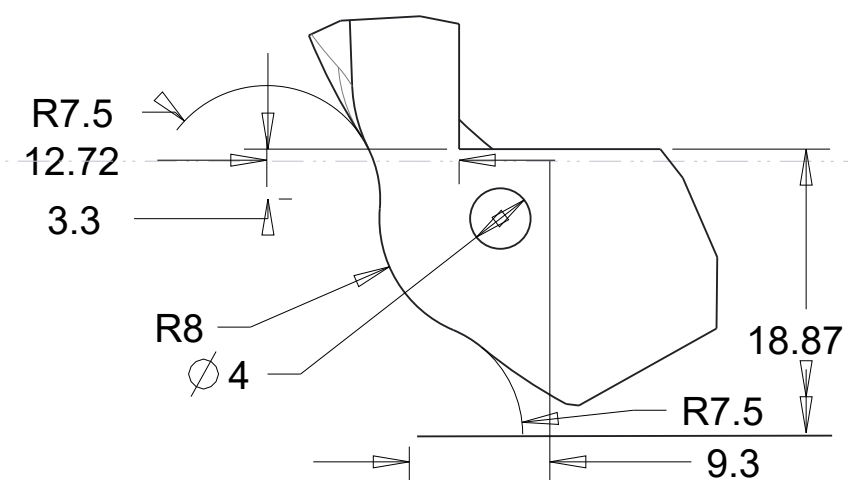
DETAIL C  
MASSSTAB 2.000



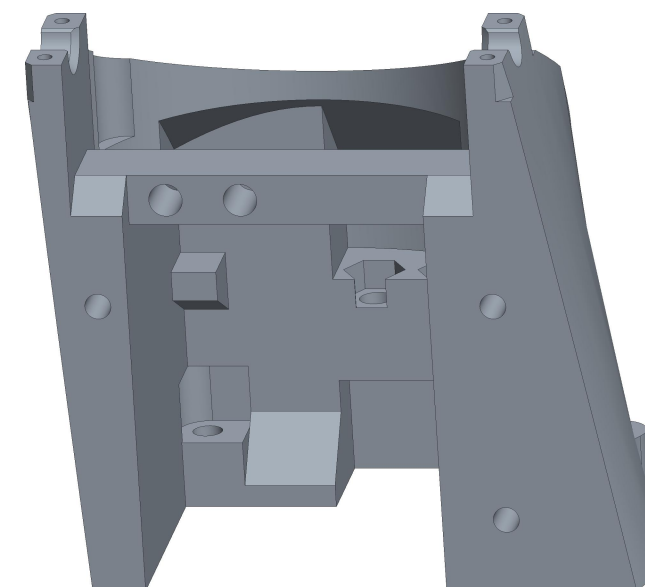
MASSSTAB 0.500



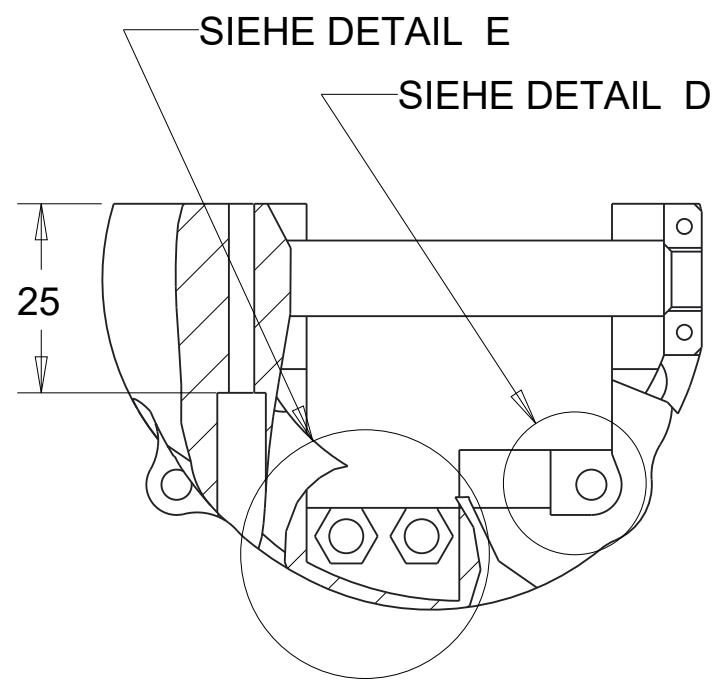
SIEHE DETAIL A



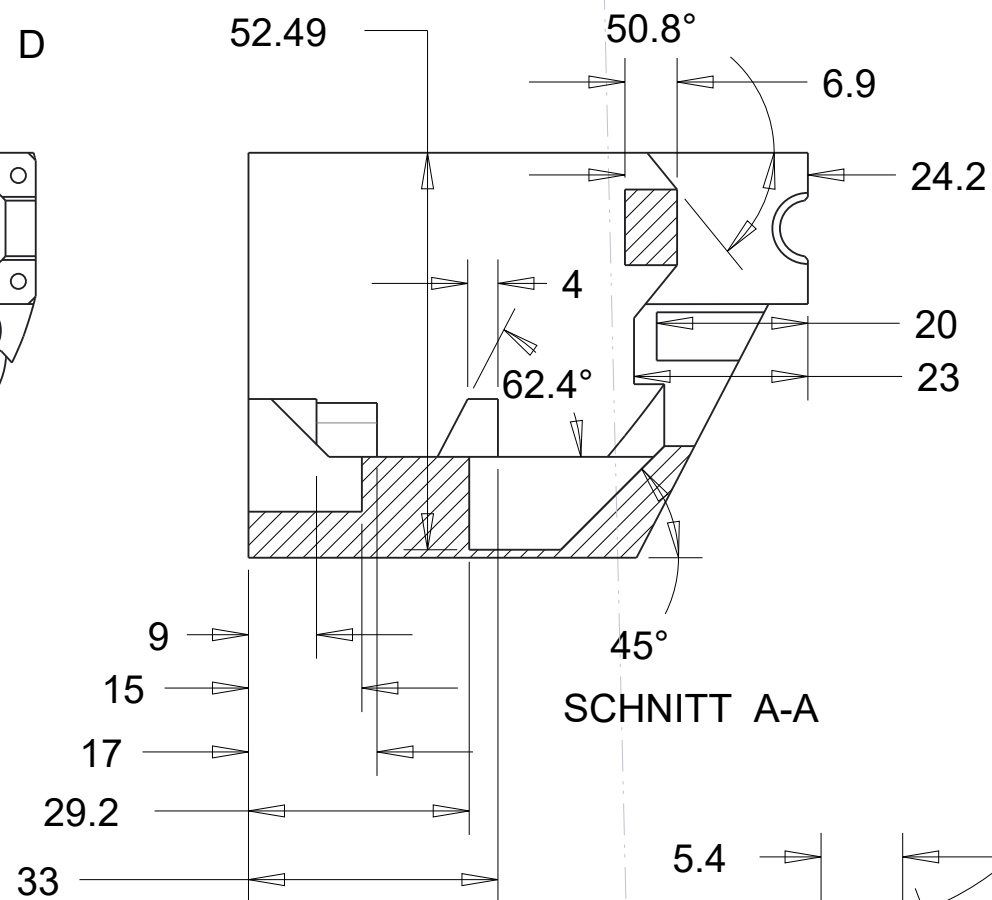
DETAIL B  
MASSSTAB 2.000



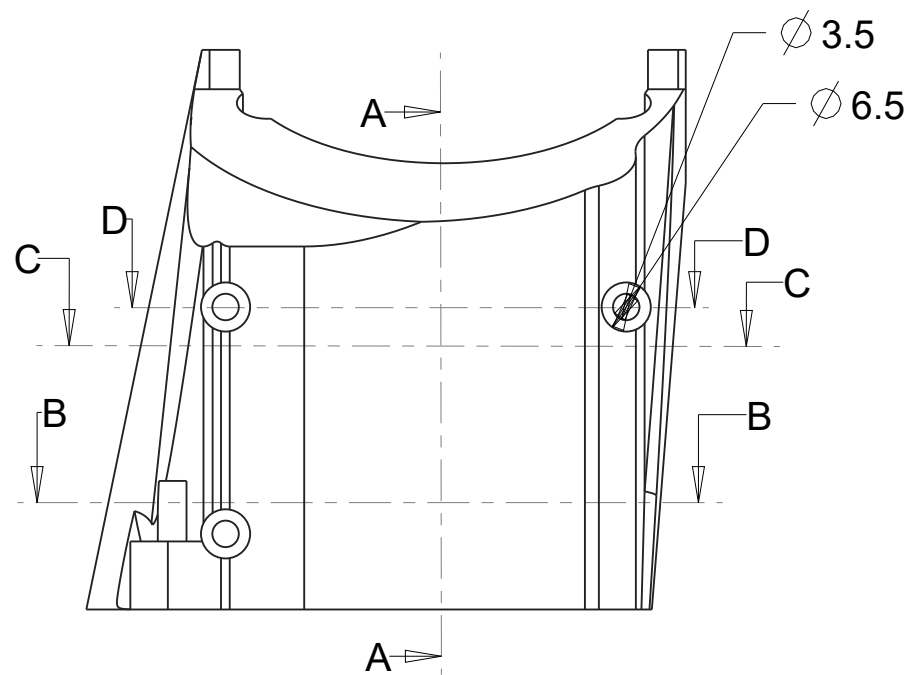
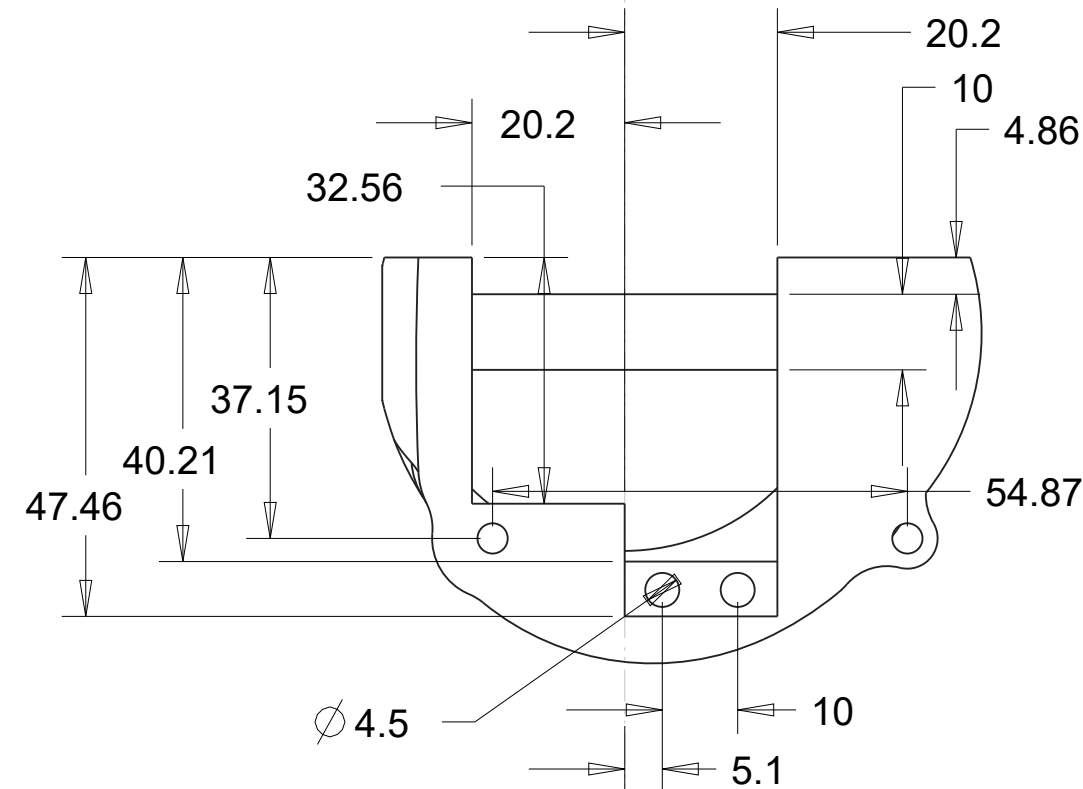
DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			Stueckzahl / Quantity: 1	
			DIN A3	M 1.000
			Material: PLA	
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			2-DOF Mechanical Wrist Corpus - 1st half DLR	
created by	Florian Sperle	08.01.2020		
modified by	Florian Sperle	24.01.2020		
checked by			No: - 1	
H:\3D - Objekte\1_Bachelorarbeit\2_Gelenk			model:	P_2_V3_1.PART
			file:	CORPUS_1.DRW
Mass (AL_STD):			0.0 g	Rev. 1 1/2



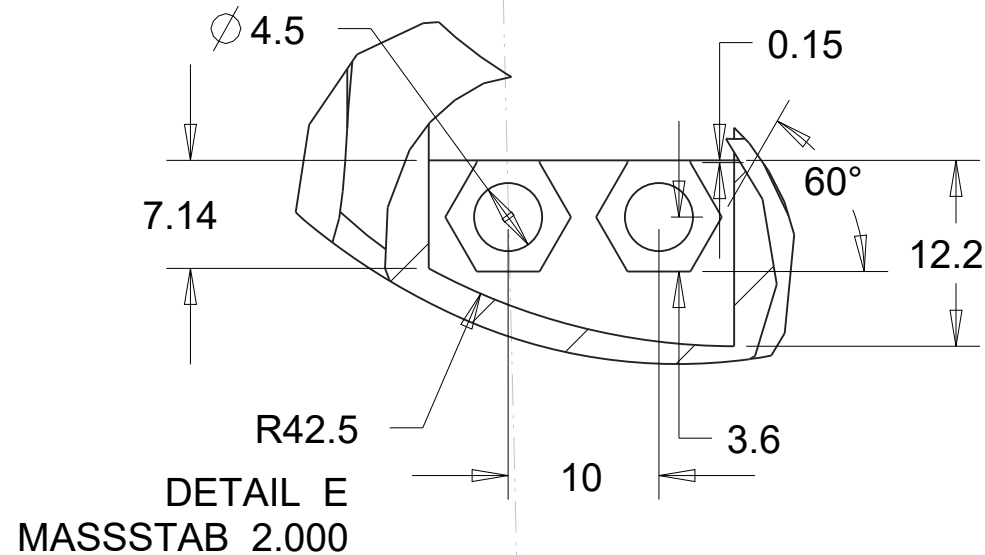
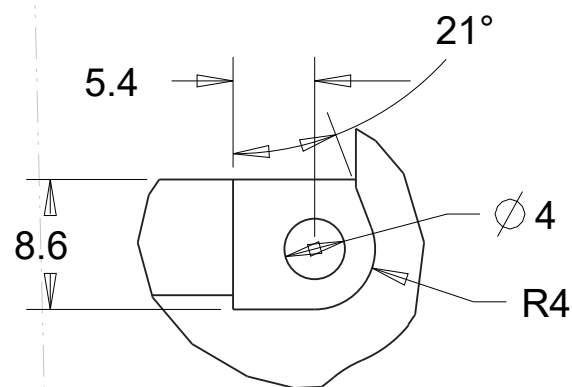
SCHNITT B-B  
C-C  
D-D



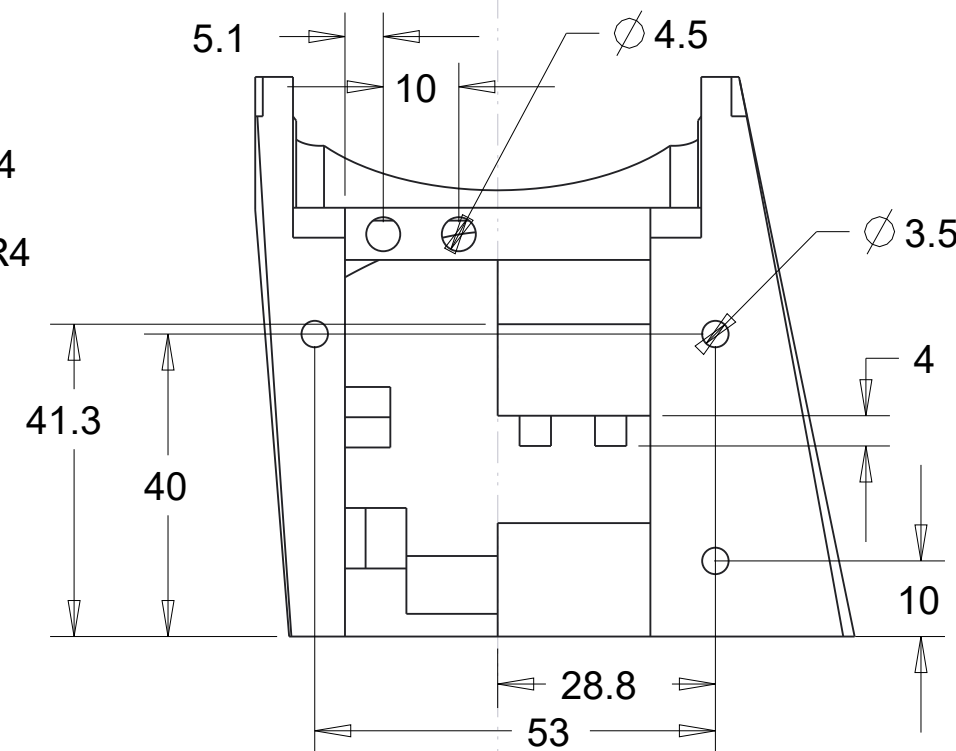
SCHNITT A-A



DETAIL D  
MASSSTAB 2.000

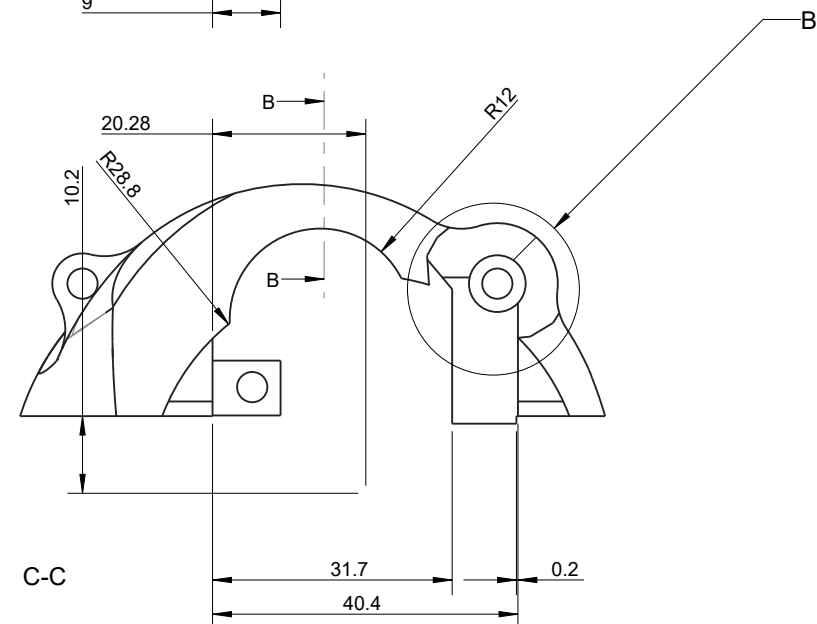
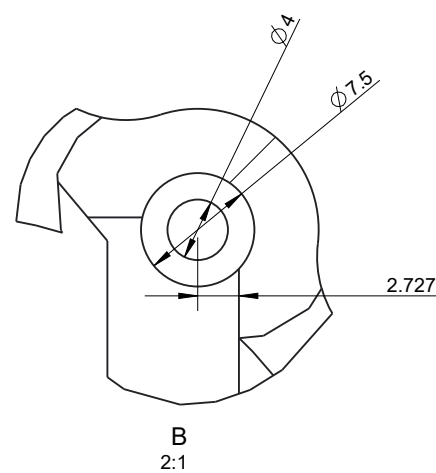
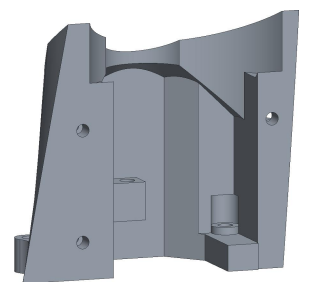
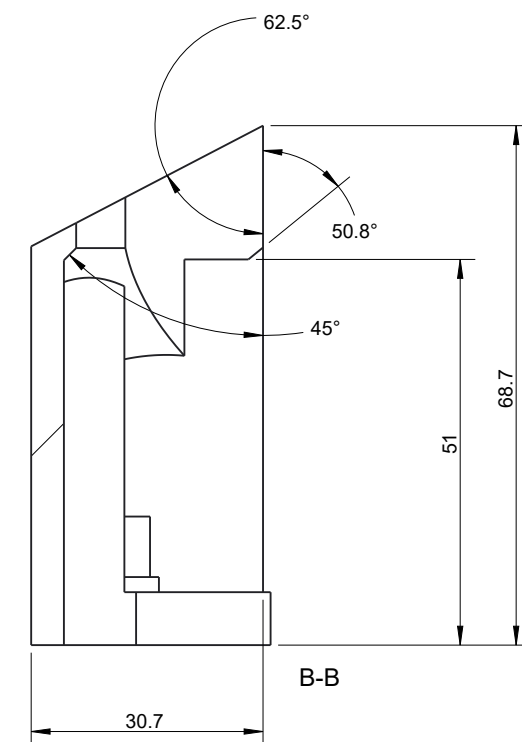
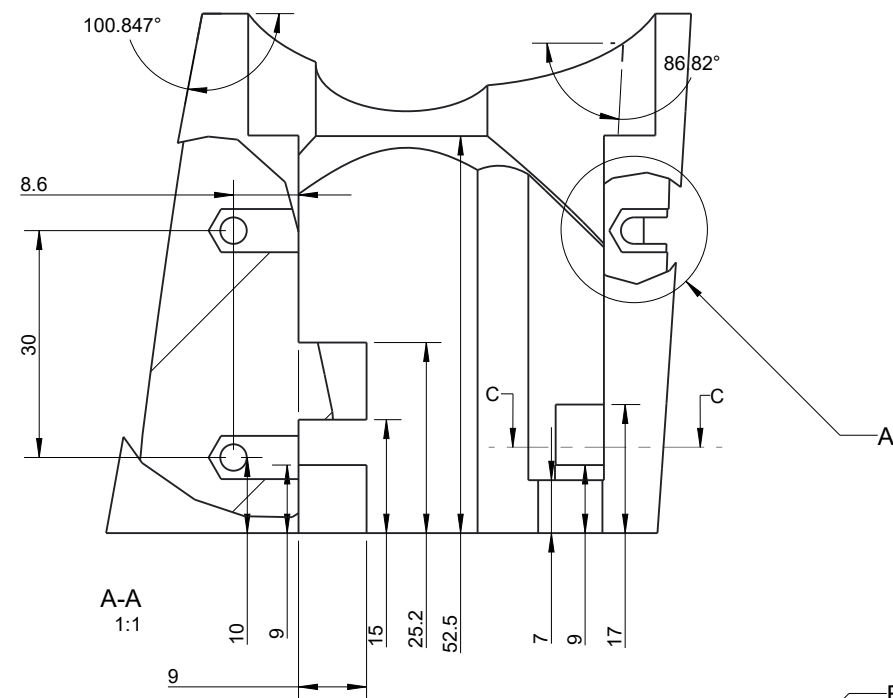
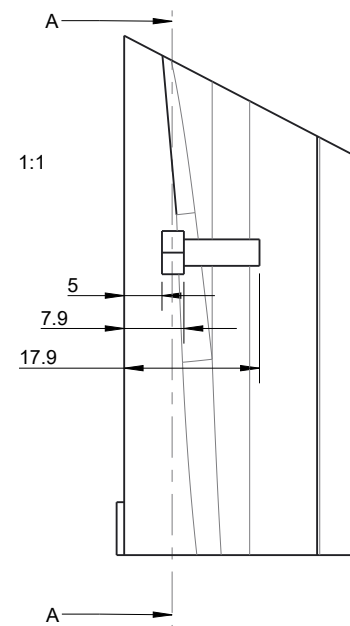
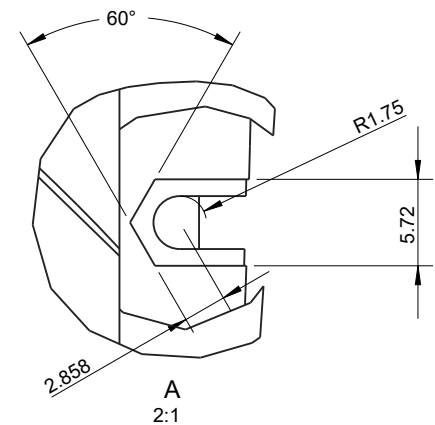
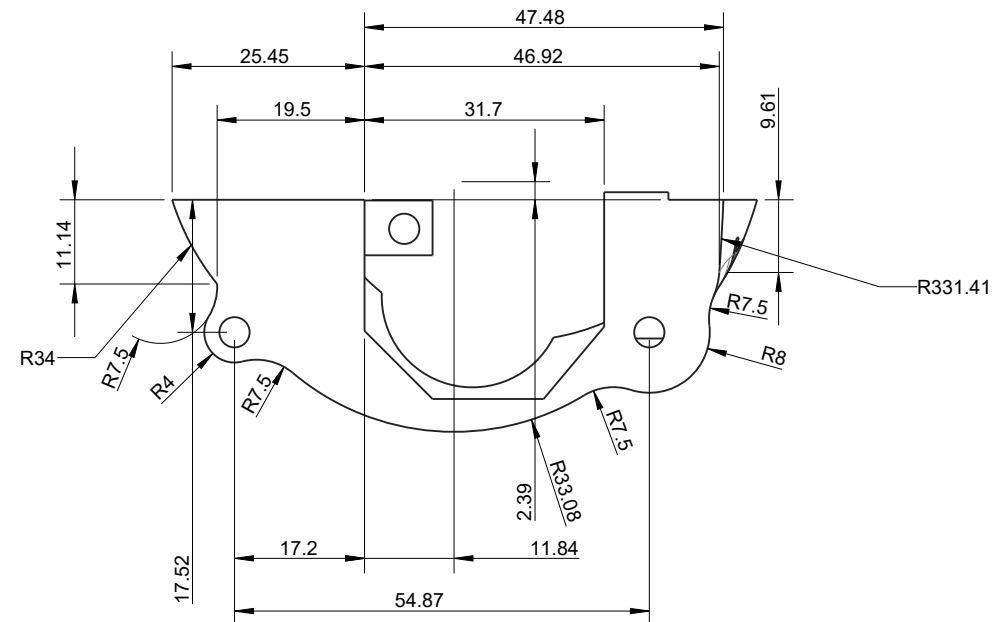
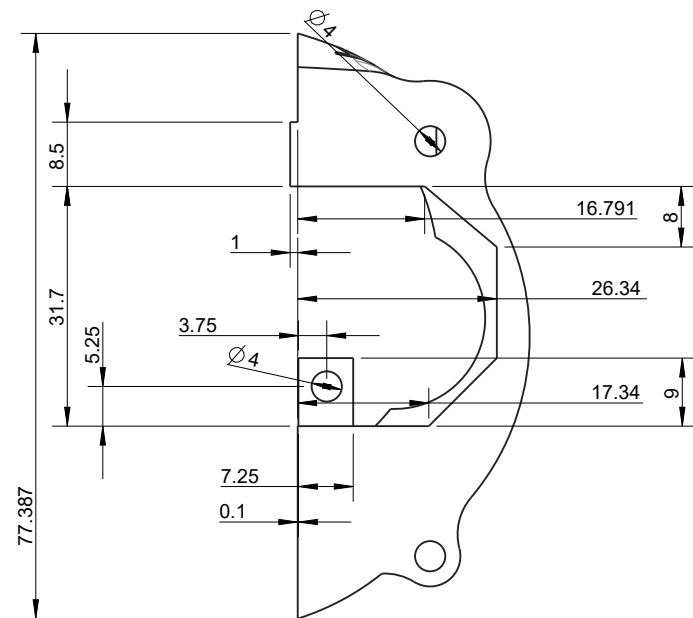


DETAIL E  
MASSSTAB 2.000

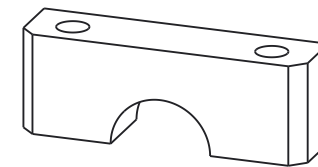
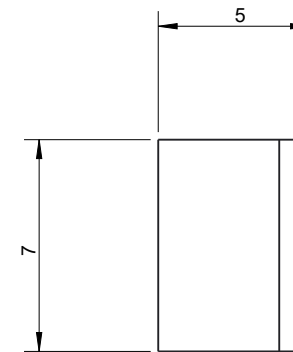
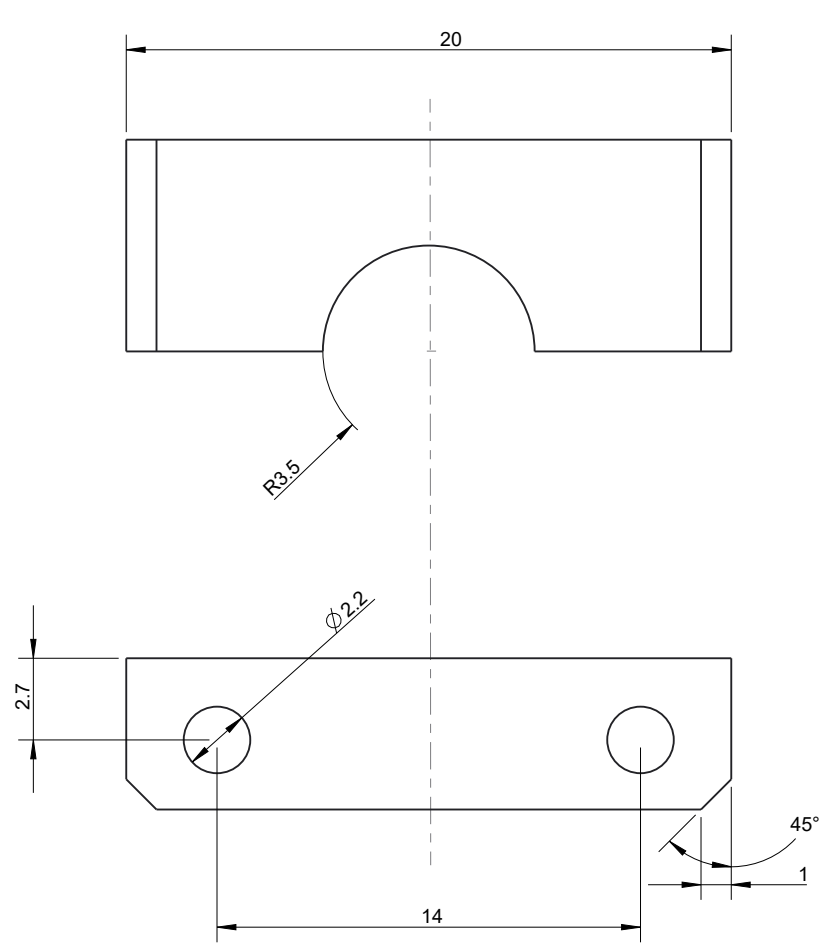


DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling  Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			Stueckzahl / Quantity: 1	
			DIN A3	M 1:1
			Material:	
			PLA	
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			2-DOF Mechanical Wrist Corpus - 1st half DLR	
created by	Florian Sperle	08.01.2020		
modified by	Florian Sperle	24.01.2020		
checked by				
H:\3D - Objekte\1_Bachelorarbeit\2_Gelenk			No:	- 1
		Mass	0.0 g	
		file:	CORPUS_1.DRW	
			Rev. 1	Sheet
			Rev. 1	2/2



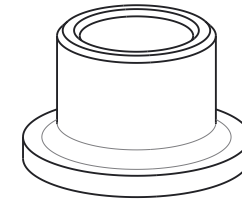
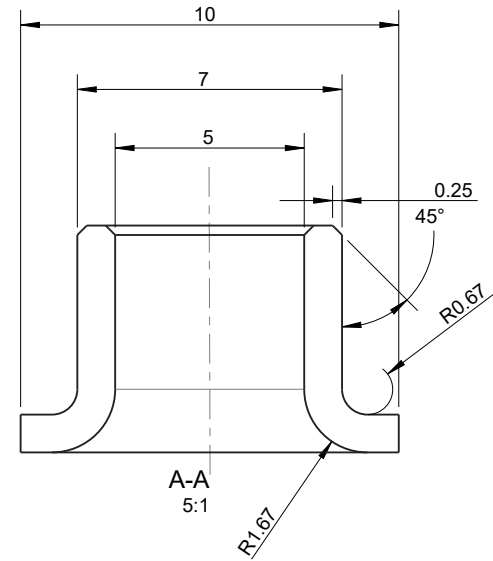
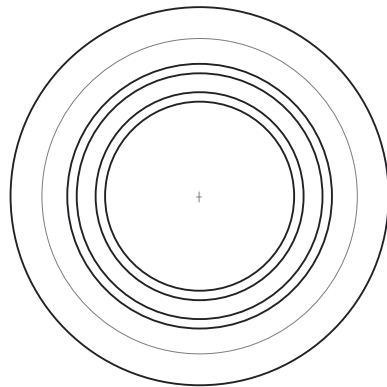
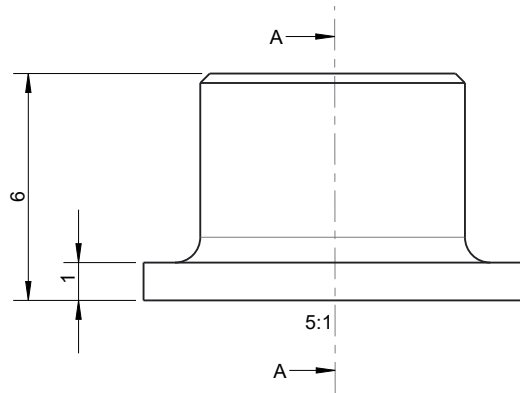


DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			Stueckzahl / Quantity: 1	
			DIN A3	M 1:1
			Material: PLA	
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			2-DOF Mechanical Wrist Corpus - 2nd half DLR	
created by	Sperle Florian	08.01.2020		
modified by	Sperle Florian	24.01.2020		
checked by			No: -	
H:\3D - Objekte\1_Bachelorarbeit\2_Gelenk		model:	P_2_V3_2.PART	Rev. C.10 Sheet
Mass		0.0 g	file:	CORPUS_2.DRW Rev. B.12 1/1

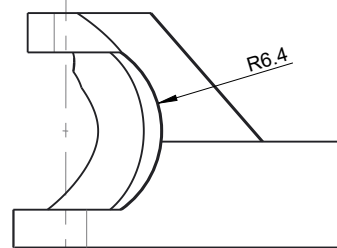
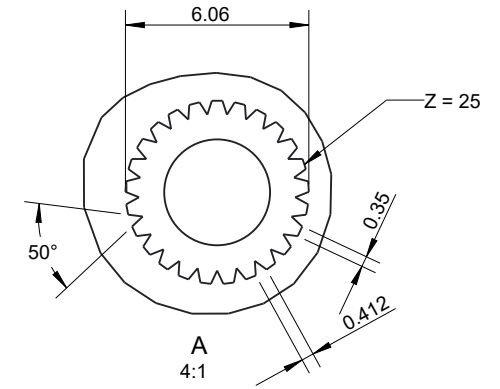
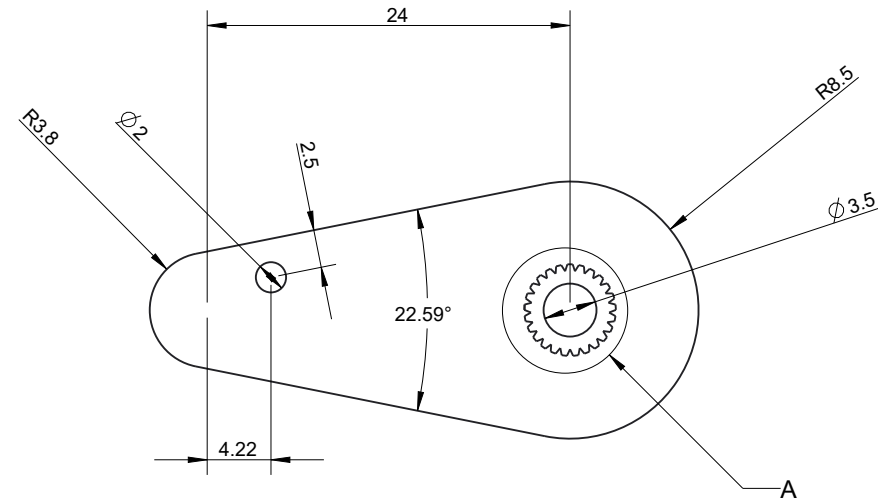


2:1

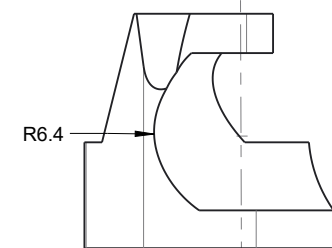
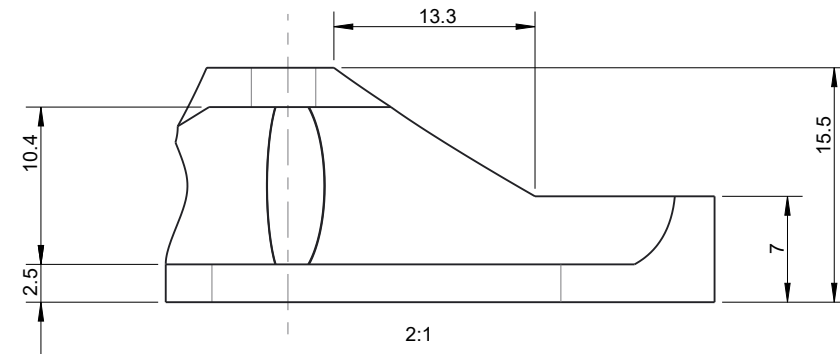
DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling  Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			Stueckzahl / Quantity: 2	
			General Tolerance: DIN ISO 2768-fH	DIN A4 M 4:1
			All Edges DIN ISO 13715	Material:
Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			Surface DIN ISO 1302	PLA
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			2-DOF Mechanical Wrist Corpus - Klemme DLR	
created by	Florian Sperle	08.01.2020		
modified by	Florian Sperle	24.01.2020		
checked by				
/Bibliotheken/Vorlagen/_Pro_System/DLR Schablonen Startpart			No:	-
		Mass:	0.0 g	
		file:	CORPUS_KLEMME.DRW	
			model:	P_2_CLAMP_V1.PART
			Rev. C.10	Sheet
			Rev. B.12	1/1



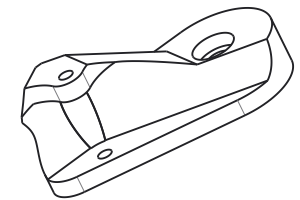
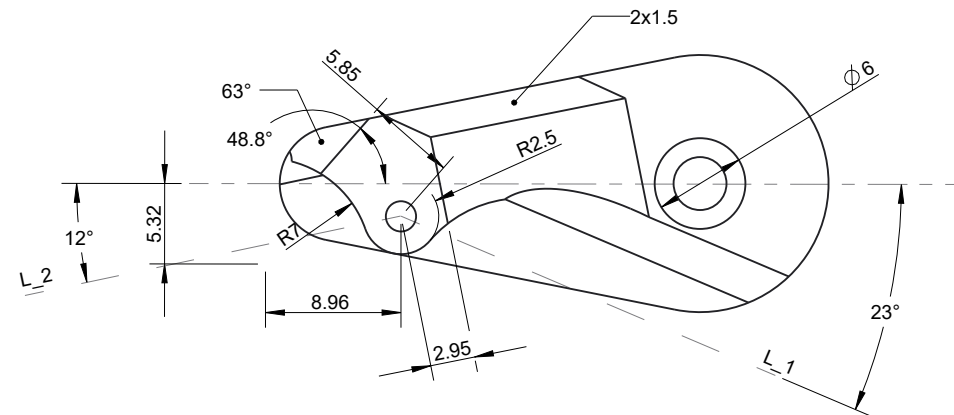
DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling  Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			Stueckzahl / Quantity: 2	
			General Tolerance: DIN ISO 2768-fH	DIN A4
			All Edges DIN ISO 13715	M 3:1
			Surface DIN ISO 1302	Material: PLA
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			2-DOF Mechanical Wrist Flexor - Lagerbuchse DLR	
created by	Florian Sperle	08.01.2020		
modified by	Florian Sperle	24.01.2020		
checked by				
/Bibliotheken/Vorlagen/_Pro_System/DLR Schablonen Startpart			No:	-
		Mass:	0.0 g	
		file:	FLEXOR_BUCHSE.DRW	
			Rev. C.10	Sheet
			Rev. B.12	1/1



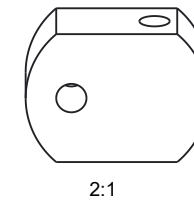
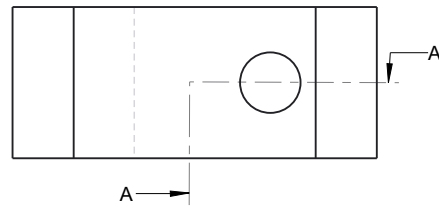
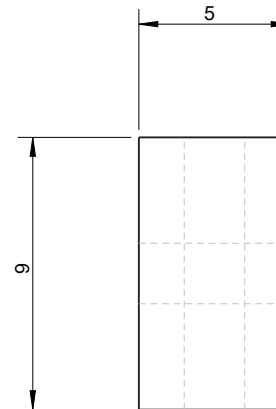
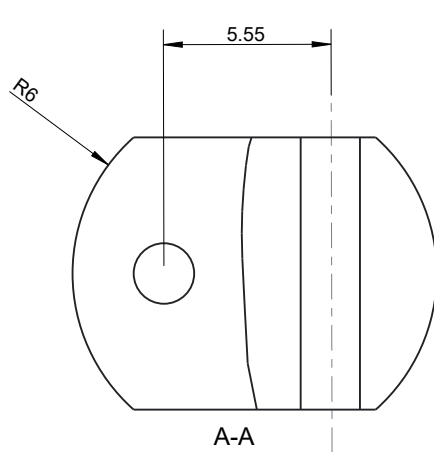
2:1  
Ansicht aus L\_1  
(23° vertikal rotiert dargestellt)



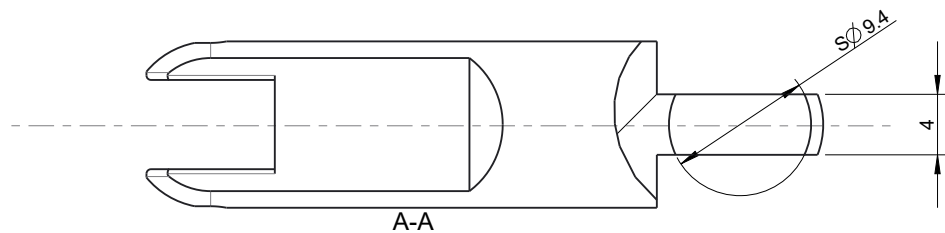
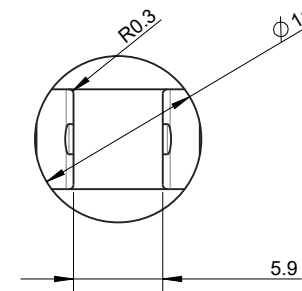
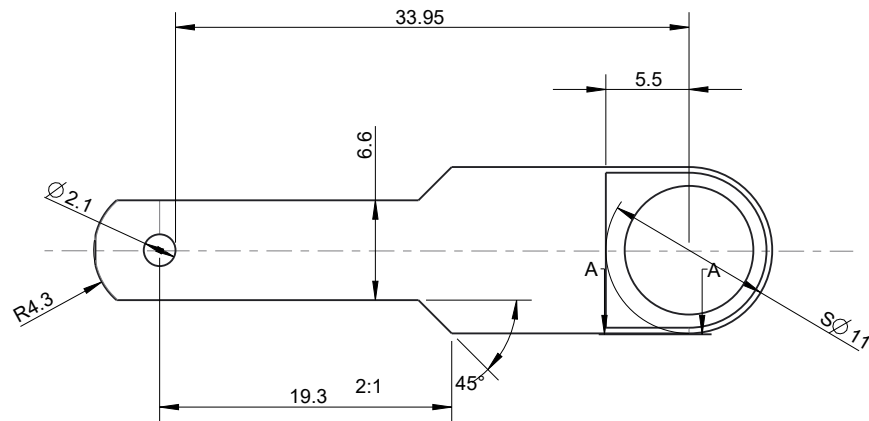
2:1  
Ansicht aus L\_2  
(12° vertikal rotiert dargestellt)



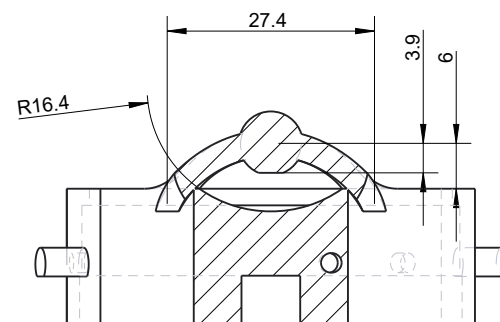
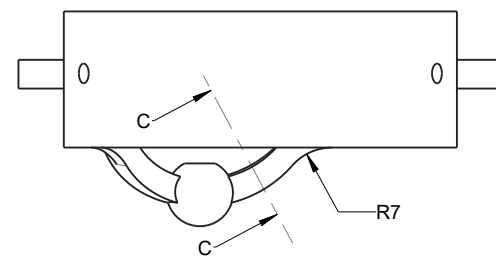
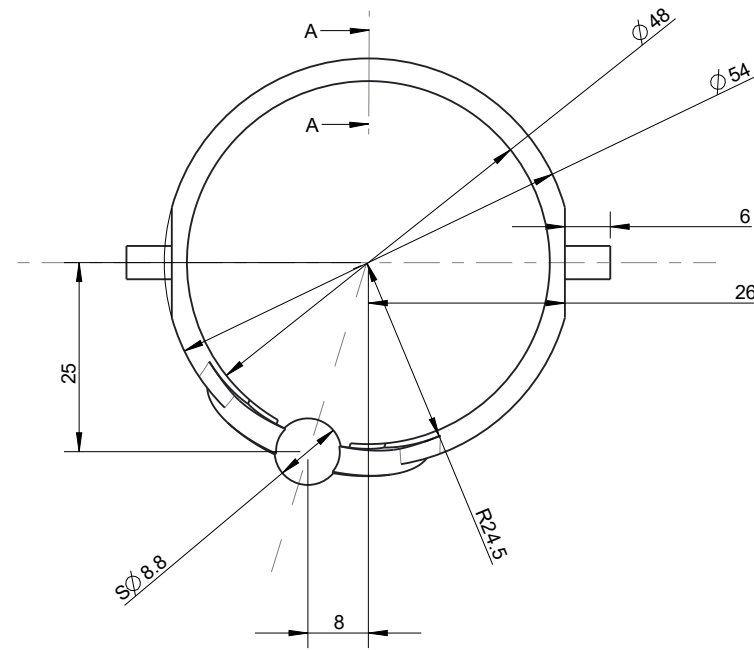
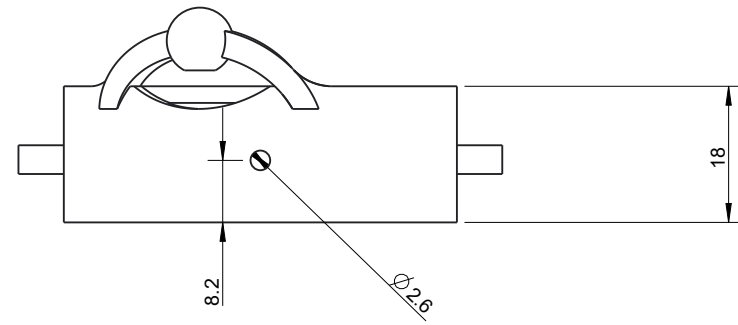
DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling  Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			Stueckzahl / Quantity: 1	
			DIN A3	M 1:1
			Material: PLA	
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			2-DOF Mechanical Wrist Flexor - Hebelmechanismus - Teil 1 DLR	
created by	Florian Sperle	08.01.2020		
modified by	Florian Sperle	24.01.2020		
checked by			No: -	
/Bibliotheken/Vorlagen/Pro_System/DLR Schablonen Startpart			model:	P_2_L1_V2.PART
Mass: 0.0 g			file:	FLEXOR_HEBEL_1.DRW
			Rev. C.10	Sheet
			Rev. B.12	1/1



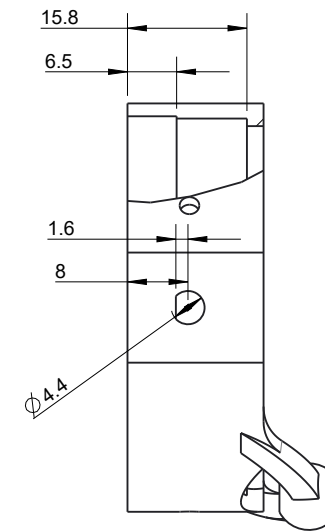
DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling  Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			General Tolerance: DIN ISO 2768-fH		DIN A4	M 4:1
			All Edges DIN ISO 13715		Material:  PLA	
			Surface DIN ISO 1302			
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			<div>2-DOF Mechanical Wrist</div> <div>Flexor - Hebelmechanismus - Teil 2</div> <div>DLR</div>			
created by	Florian Sperle	08.01.2020				
modified by	Florian Sperle	24.01.2020				
checked by			No: -			
/Bibliotheken/Vorlagen/_Pro_System/DLR Schablonen Startpart			model:	P_2_L4.PART	Rev. C.10	Sheet
	Mass:	0.0 g	file:	FLEXOR_HEBEL_2.DRW	Rev. B.12	1/1



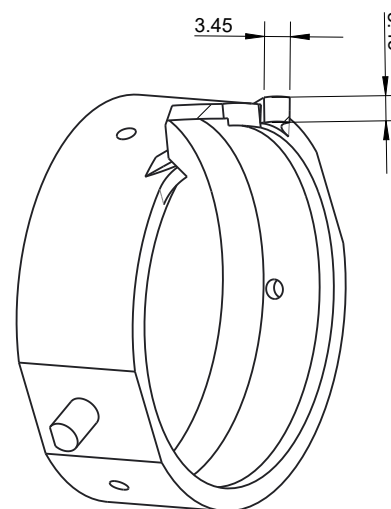
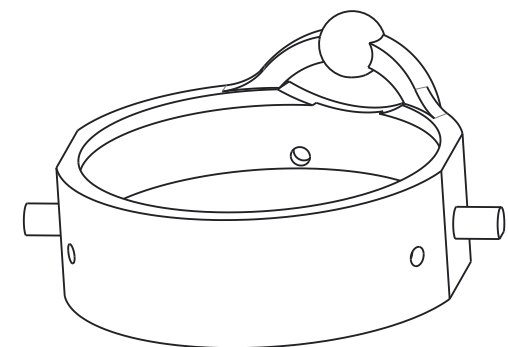
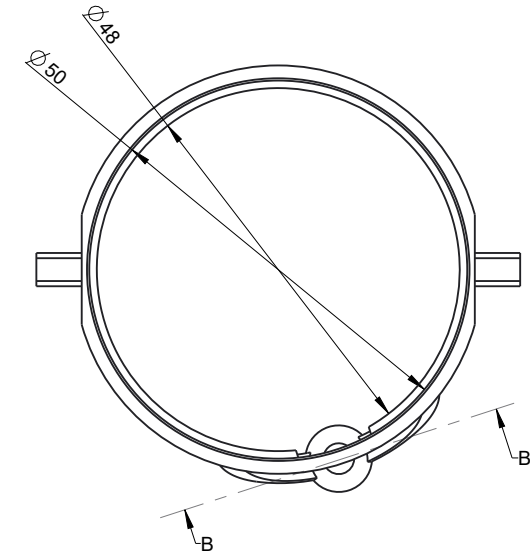
DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling  Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			Stueckzahl / Quantity: 1	
			General Tolerance: DIN ISO 2768-fH	DIN A4
			All Edges DIN ISO 13715	M 1:1
			Surface DIN ISO 1302	Material: PLA
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			2-DOF Mechanical Wrist Flexor - Hebelmechanismus - Teil 3 DLR	
created by	Florian Sperle	08.01.2020		
modified by	Florian Sperle	24.01.2020		
checked by				
/Bibliotheken/Vorlagen/_Pro_System/DLR Schablonen Startpart			No:	-
		model:	P_2_L2_V4.PART	Rev. C.10
		Mass:	0.0 g	Sheet
		file:	FLEXOR_HEBEL_3.DRW	Rev. B.12
				1/1



B-B

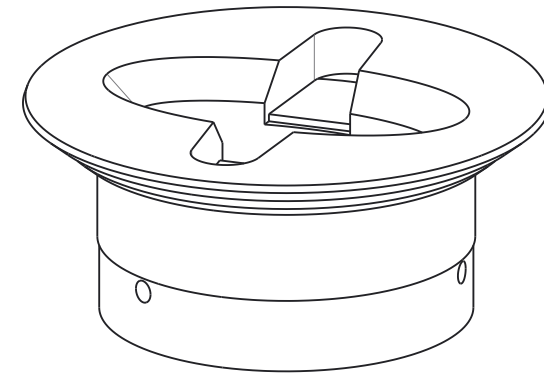
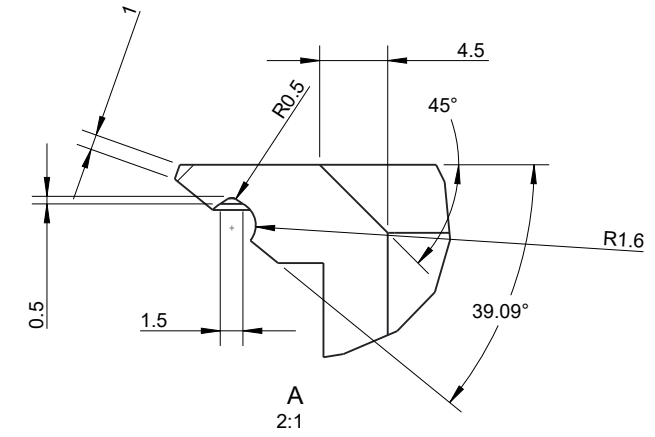
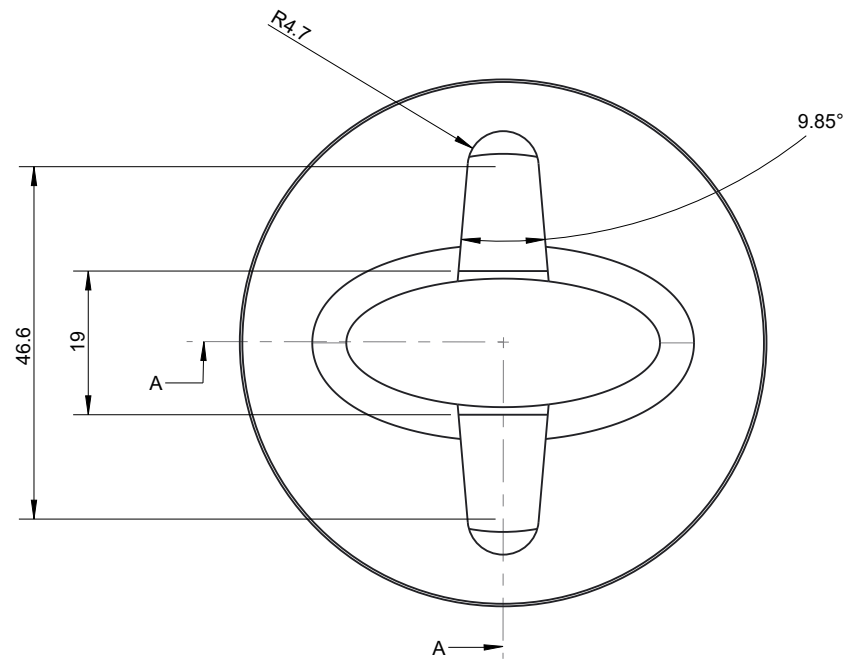
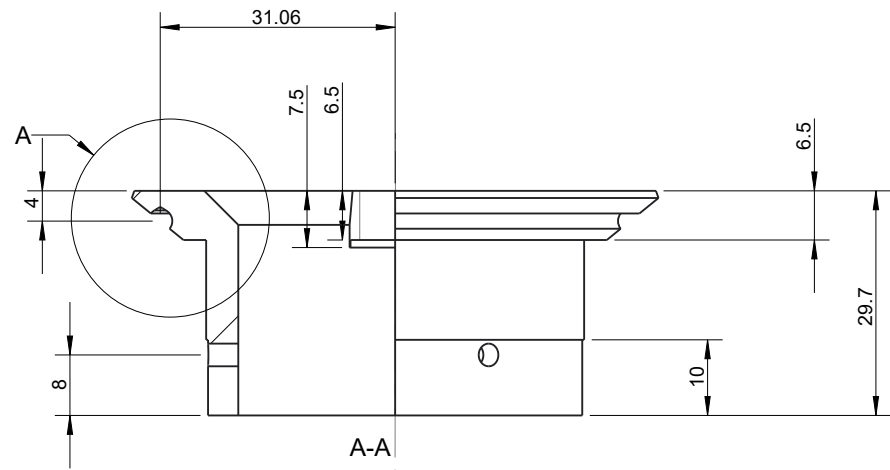
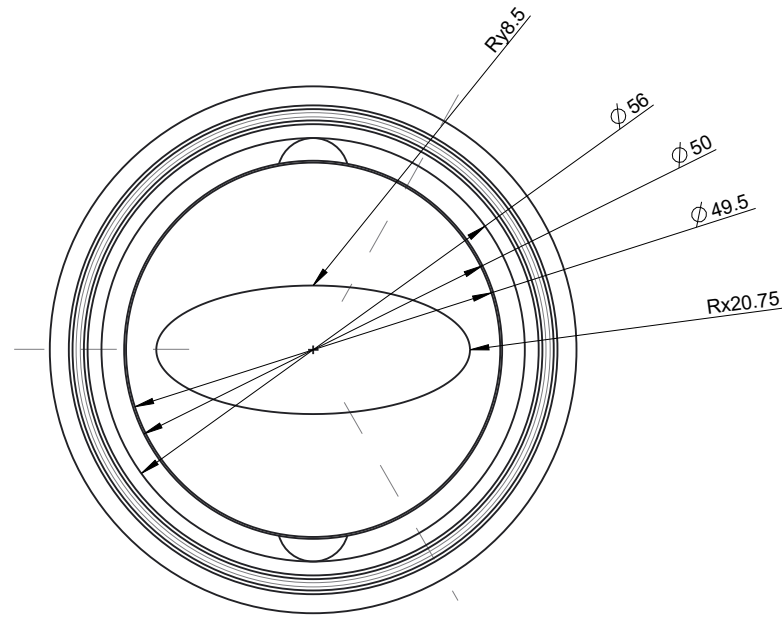


A-A



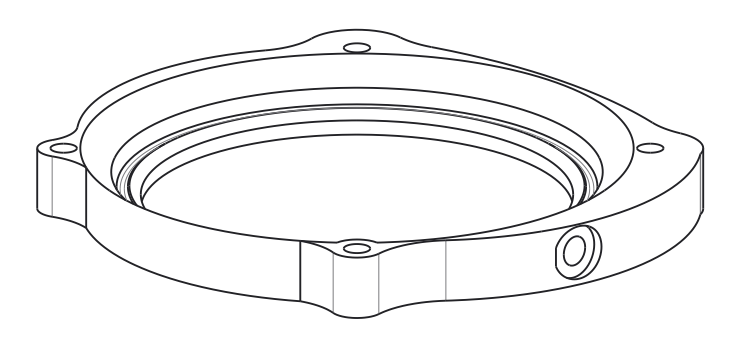
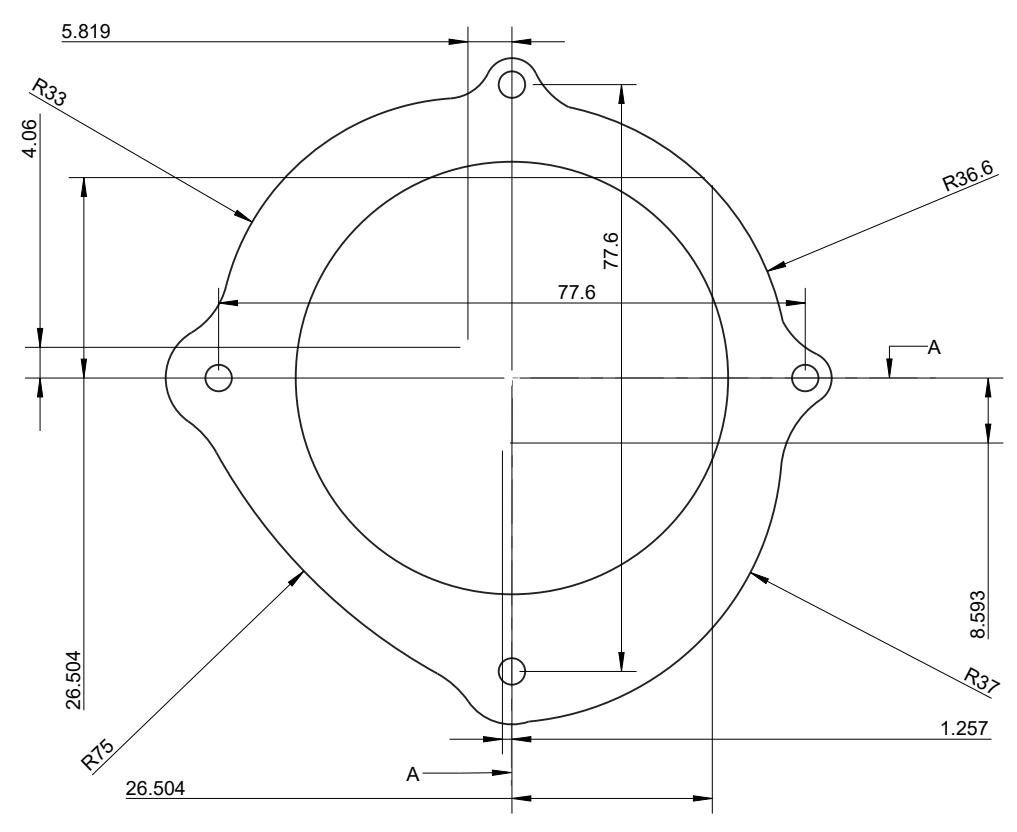
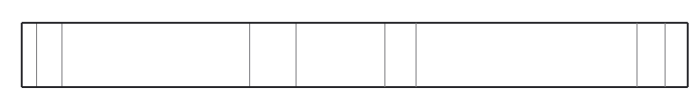
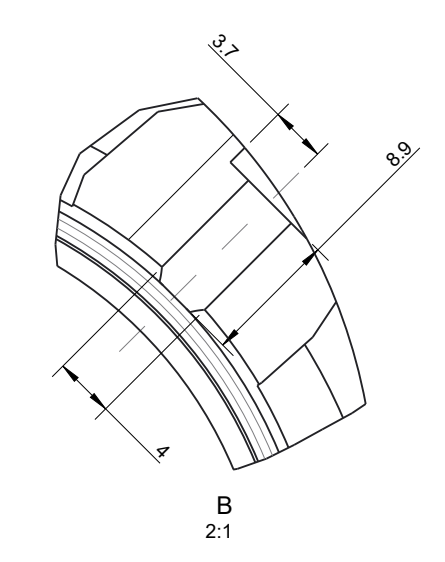
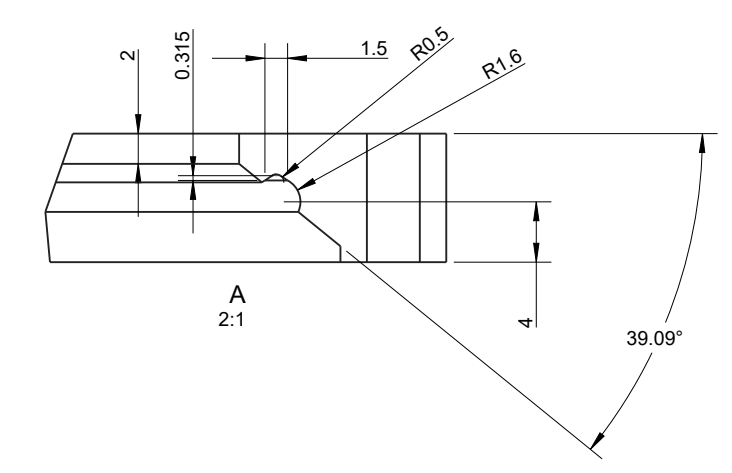
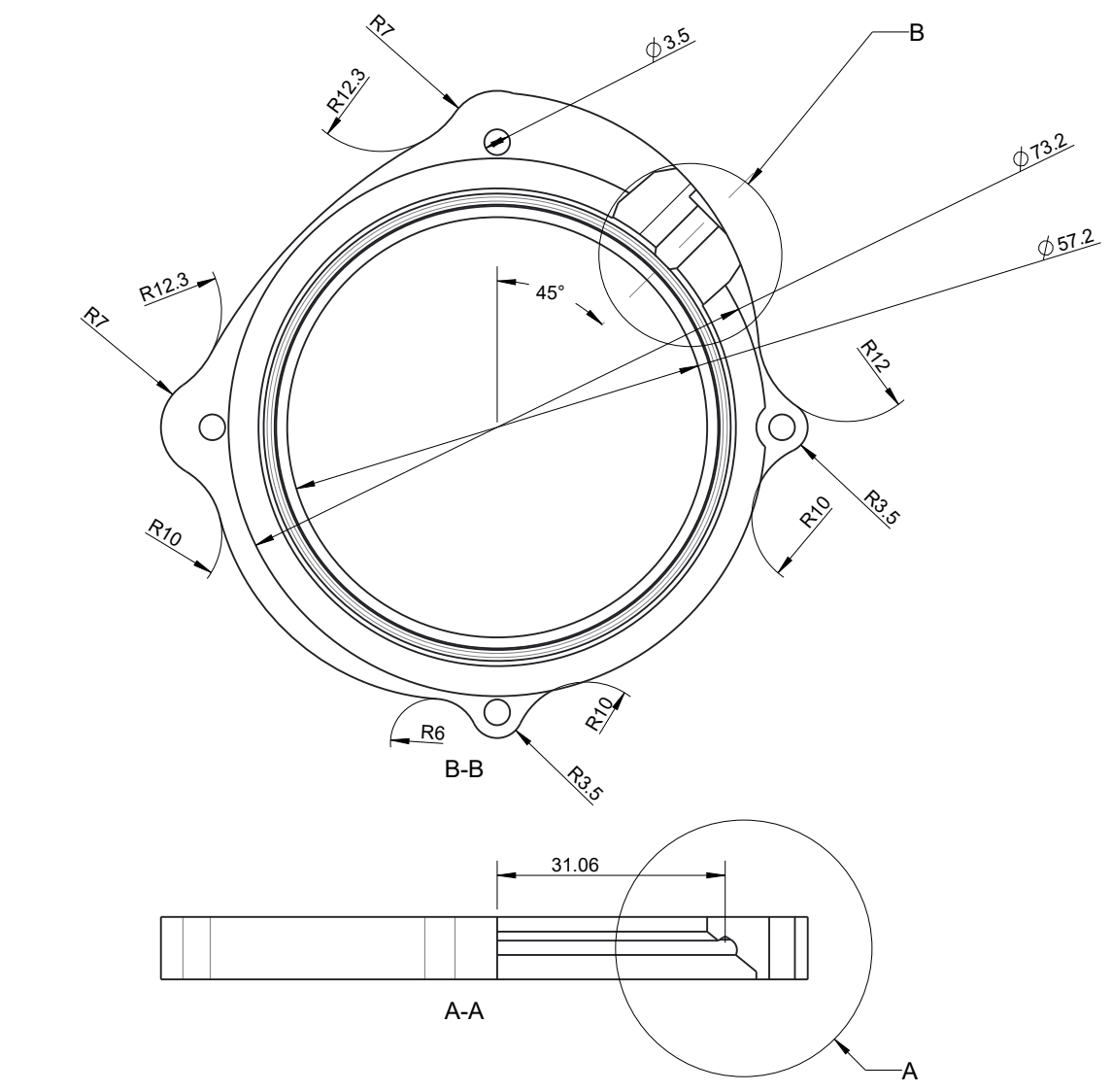
C-C

DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			Stueckzahl / Quantity: 1	
			DIN A3	M 1:1
			Material: PLA	
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			2-DOF Mechanical Wrist Flexor - Kopfstueck DLR	
created by	Florian Sperle	08.01.2020		
modified by	Florian Sperle	24.01.2020		
checked by			No: -	
/Bibliotheken/Vorlagen/_Pro_System/DLR Schablonen Startpart			model:	P_1_V4.PART
			file:	FLEXOR_KOPFSTUECK.DRW
Mass:			0.0 g	Rev. C.10 Sheet
				Rev. B.12 1/1



DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling  Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			Stueckzahl / Quantity: 1	
			DIN A3	M 1:1
			Material: PLA	
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			2-DOF Mechanical Wrist Rotor - Läufer und Verbindungsstück DLR	
created by	Florian Sperle	08.01.2020		
modified by	Florian Sperle	24.01.2020		
checked by			No:	-
/Bibliotheken/Vorlagen/_Pro_System/DLR Schablonen Startpart		model:	S_1.PART	Rev. C.10 Sheet
Mass:		0.0 g	file:	ROTOR_LAEUFER.DRW Rev. B.12 1/1





DLR Oberpfaffenhofen Institute of Robotics and Mechatronics D-82234 Wessling  Tel: (+49) 08153/28-2400 Fax: -1134			General Tolerance: DIN ISO 2768-fH		Stueckzahl / Quantity: 1	
			All Edges DIN ISO 13715		DIN A3	M 1:1
			Surface DIN ISO 1302		Material:  PLA	
All Rights Reserved - Copyright DIN 34			2-DOF Mechanical Wrist Rotor - Äußere Lagerhälfte  DLR  No: -			
created by	Florian Sperle	08.01.2020				
modified by	Florian Sperle	24.01.2020				
checked by						
/Bibliotheken/Vorlagen/_Pro_System/DLR Schablonen Startpart			model:	R_2.PART	Rev. C.10	Sheet
	Mass:	0.0 g	file:	ROTOR_STATOR.DRW	Rev. B.12	1/1

Name: Florian Sperle  
Geb.: 25.05.96 in München  
Matr.Nr.: 72484015  
09MFB7M im WS 2019/2020

# Erklärung

gemäß § 13 Abs. 5 RaPO

Hiermit erkläre ich, dass ich die Bachelorarbeit selbstständig verfasst, noch nicht anderweitig für Prüfungszwecke vorgelegt, keine anderen als die angegebenen Quellen oder Hilfsmittel benützt sowie wörtliche und sinngemäße Zitate als solche gekennzeichnet habe.

München, 31.01.2020

Ort, Datum

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Sperle', written over a horizontal line.

Unterschrift